
Universidade de Lisboa
Faculdade de Medicina Dentária



ADESÃO INDIRECTA DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS
ESTUDO CLÍNICO E LABORATORIAL

Orientador

Prof. Doutor Luís Filipe de Almeida e Silva Jardim

(Professor Catedrático da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa)

Co Orientador

Prof. Doutor Jaime Pereira Fontes de Almeida Portugal

(Professor Associado da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa)

Rui Manuel Santos Pereira

Doutoramento em Medicina Dentária

Área de Especialidade - Ortodontia

Lisboa

2012

Dissertação de candidatura ao Grau de Doutor,
apresentada à Faculdade de Medicina Dentária da
Universidade de Lisboa (Ramo de Medicina Dentária,
Área de Especialidade - Ortodontia)

Ao meu filho, Manuel.
À memória dos meus avós.

Agradecimentos

A realização desta tese e do trabalho que a precedeu só foi possível graças ao apoio e colaboração de várias pessoas, que contribuíram para o resultado final de diferente forma e às quais dirijo o meus sinceros agradecimentos.

É impossível agradecer a cada um dos que me acompanharam neste processo. Ainda assim, quero agradecer aos que, de uma maneira mais directa, sinto ligados ao meu trabalho.

Para o Professor Doutor Luís Almeida Jardim, Professor Catedrático de Ortodontia da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, meu ilustre orientador vão as minha primeiras palavras de agradecimento, pela confiança depositada, pela disponibilidade para discussão dos problemas e sobretudo pelo seu exemplo de rectidão intelectual, persistência de objectivos e espírito observador e crítico. A sua capacidade de trabalho e rigoroso espírito científico foram e são determinantes, não só na elaboração desta tese, mas igualmente em todo o trabalho desenvolvido na Unidade de Ortodontia.

Para o Professor Doutor Jaime Portugal, co-orientador deste trabalho, com o qual partilhei inúmeras horas de laboratório, vai o meu especial agradecimento pelo precioso trabalho de revisão do trabalho e cujos conhecimento na área dos materiais dentários foram imprescindíveis para a elaboração da presente tese.

Às higienistas Sílvia Oliveira e Sónia Dias pelo seu entusiasmo contagiante e suporte na fase inicial do trabalho, bem como na ajuda da preparação do material bovino.

À higienista Ana Ferrão pelo sua preciosa ajuda em várias fases da preparação laboratorial e clínica da preparação das diversas etapas do presente trabalho. O seu rigor na execução possibilitou a inexistência de erros nas fases em que esteve envolvida.

À Dra. Maria João Dias um especial obrigada pelo cuidadoso trabalho de revisão das provas.

À minha equipe clínica, recepcionistas, assistentes, higienistas e laboratório, pelo facto de terem possibilitado o normal funcionamento da minha actividade clínica,

mesmo nos momentos em que a minha disponibilidade para a organização do consultório era diminuta.

A todos aqueles que tenho a felicidade de ter por amigos, pelo seu suporte, amizade e palavras de encorajamento.

Aos meus pais, pelo exemplo que para mim, sempre constituíram.

À Filipa, por tudo, seu carinho, suporte e ajuda a todos os níveis assim pelos seus conhecimentos e capacidades em que tudo facilitaram a escrita deste trabalho.

Ao meu filho Manuel, pelas fins-de-semana de parte da sua infância em que se viu privado da minha companhia efectiva, esperando que algum dia possa perceber e aceitar o facto sem mágoa.

Aos meus alunos, cujos esforços iniciais para a colocação de aparatologia fixa justificam plenamente o presente trabalho.

Resumo

A presente tese teve como objectivo comparar a técnica indirecta com a directa na adesão de *brackets* ortodônticos. Na técnica indirecta foram estudados os efeitos do material de impressão, das moldeiras de transferência e de diferentes adesivos. Foi estudado igualmente o efeito do envelhecimento, provocado pelo tempo que medeia entre a preparação dos *brackets* para a técnica indirecta e a sua cimentação (um dia *versus* 28 dias). Para tal foram desenhados dois estudos laboratoriais e um ensaio clínico.

O primeiro estudo, efectuado em dentes bovinos, não revelou a existência de diferenças nos valores de adesão entre a técnica directa e a técnica indirecta. Na técnica indirecta foram avaliados; (i) dois materiais de impressão – um alginato e um poliéter, (ii) três moldeiras de transferência, (iii) três sistemas adesivos – um fotopolimerizável (Filtek Supreme XT FlowTM), um autopolimerizável (ConciseTM) e um *no-mix* (Sondhi Rapid SetTM). Não foram encontradas diferenças, em termos de valores de adesão, entre a utilização de impressões em alginato ou em elastômero, ou entre a utilização das diferentes moldeiras de transferência. O estudo demonstrou que os valores de adesão obtidos com a utilização do Filtek Supreme XT FlowTM foram estatisticamente superiores aos do sistema adesivo ConciseTM.

O segundo estudo, executado em dentes humanos, identificou uma diminuição significativa dos valores de adesão obtidos pela técnica indirecta quando a cimentação dos *brackets* foi efectuada vinte e oito dias após a preparação dos *brackets*, com os valores de adesão significativamente inferiores aos proporcionados pela técnica directa. Neste estudo não foram encontradas diferenças significativas em termos de adesão entre a técnica directa e a técnica indirecta, quando efectuada um dia após a preparação dos *brackets*.

O ensaio clínico não gerou evidência de diferenças entre a técnica directa e a técnica indirecta em termos de taxa de sobrevivência dos *brackets*.

Palavras chave: resistência adesiva, técnica indirecta, material de impressão, moldeiras de transferência, cimentos ortodônticos de resina, ensaio clínico.

Abstract

This PhD thesis studied the differences between the direct and the indirect technique in bonding orthodontic *brackets*. The aim of this investigation was to examine the influence of the impression material and different transfer trays, on the adhesion provided by different adhesive systems of *brackets* placed by the indirect technique. This work, also aimed to study the influence of aging of the custom composite base of *brackets*, in the indirect technique, (one day *versus* 28 days) before bonding. Two experimental studies and a clinical trial were carried to achieve these goals.

The first experimental study was done on deciduous bovine teeth and showed no differences in the shear bond strength (SBS) achieved with both techniques. In the indirect technique we evaluated (i) two impression materials – an alginate and a polieter – (ii) three transfer trays, (iii) three adhesive systems – a photopolymerized one (Filtek Supreme XT FlowTM), a self cure (ConciseTM) and a no mix (Sondhi Rapid SetTM). There were no differences among the use of any of the impression materials or the transfer trays. The use of Filtek Supreme XT Flow as an adhesive, showed significantly higher SBS than the use of Concise.

The second study, done on human premolars, showed that the 28 days aging of the indirect custom base resulted in a significantly decrease in the SBS for all the adhesives tested and significantly inferior to the direct bonding technique. There were no differences between the direct technique and the indirect technique when the aging period was just one day.

The clinical trial showed that there were no significant differences in the bond failure rates between the direct technique and the indirect technique done one day after bracket preparation.

Key words: shear bond strength, indirect technique, impression material, transfer trays, orthodontic resin cement, clinical trial.

Índice

INTRODUÇÃO	1
1 TÉCNICAS DE ADESÃO EM ORTODONTIA	1
1.1 TÉCNICA DIRECTA.....	3
1.2 TÉCNICA INDIRECTA.....	5
1.2.1 <i>Vantagens da técnica indirecta.....</i>	<i>7</i>
1.2.2 <i>Desvantagens da técnica indirecta</i>	<i>9</i>
1.2.3 <i>Outras utilizações da adesão indirecta em ortodontia</i>	<i>10</i>
2 VARIÁVEIS COM INFLUÊNCIA NA TÉCNICA INDIRECTA	11
2.1 MOLDAGEM.....	11
2.2 OBTENÇÃO DO MODELO DE TRABALHO	14
2.3 ADESÃO DE BRACKETS AO MODELO DE TRABALHO.....	14
2.3.1 <i>Moldeira de transferência.....</i>	<i>16</i>
2.3.2 <i>Preparação das bases de compósito.....</i>	<i>17</i>
2.4 SISTEMAS ADESIVOS ORTODÔNTICOS	21
2.5 POLIMERIZAÇÃO.....	23
2.5.1 <i>Activação química.....</i>	<i>24</i>
2.5.2 <i>Activação por luz</i>	<i>25</i>
3 FOTOPOLIMERIZAÇÃO	27
3.1 FOTOPOLIMERIZADORES	27
3.2 INTENSIDADE DA RADIAÇÃO LUMINOSA.....	30
3.3 MÉTODOS E TEMPOS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO	33
4 ADESÃO	35
4.1 ADESÃO AO ESMALTE.....	35
4.2 ADESÃO A RESINAS COMPOSTAS.....	36
4.2.1 <i>Influência do tempo de envelhecimento</i>	<i>37</i>
4.2.2 <i>Influência do método de condicionamento da superfície.....</i>	<i>39</i>
4.3 ADESÃO AO BRACKET	44
5 MÉTODOS DE AVALIAÇÃO DA RESISTÊNCIA ADESIVA	47
5.1 TESTES LABORATORIAIS DE RESISTÊNCIA ADESIVA.....	47
5.2 ENSAIOS CLÍNICOS	48
5.2.1 <i>Justificação do trabalho</i>	<i>51</i>

6 ADESÃO INDIRECTA DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS A DENTES BOVINOS - INFLUÊNCIA DOS MATERIAIS UTILIZADOS PARA A OBTENÇÃO DOS MODELOS DE TRABALHO, DAS TÉCNICAS DE TRANSFERÊNCIA E DO SISTEMA ADESIVO53

6.1	INTRODUÇÃO	53
6.1.1	<i>Técnicas de transferência</i>	54
6.1.2	<i>Sistemas adesivos</i>	58
6.2	OBJECTIVOS.....	66
6.3	MATERIAIS E MÉTODOS	68
6.3.1	<i>Tipo de estudo</i>	68
6.3.2	<i>Delineamento experimental</i>	68
6.3.3	<i>Material e equipamento</i>	69
6.3.4	<i>Obtenção das arcadas dentárias</i>	71
6.3.5	<i>Obtenção dos modelos de trabalho</i>	71
6.3.6	<i>Adesão dos brackets ao modelo de trabalho</i>	72
6.3.7	<i>Moldeiras de transferência</i>	73
6.3.8	<i>Adesão ao dente</i>	75
6.3.9	<i>Testes</i>	77
6.3.10	<i>Análise estatística</i>	79
6.4	RESULTADOS.....	81
6.4.1	<i>Ensaio de resistência adesiva</i>	81
6.4.2	<i>Análise do tipo de falha</i>	92
6.5	DISCUSSÃO.....	96
6.5.1	<i>Técnica directa</i>	97
6.5.2	<i>Técnica indirecta</i>	99
6.5.2.1	<i>Influência do material de impressão</i>	99
6.5.2.2	<i>Influência da moldeira de transferência</i>	99
6.5.2.3	<i>Influência do adesivo utilizado</i>	101
6.5.3	<i>Quantidade de adesivo remanescente sobre as superfícies dentárias</i>	105
6.6	CONCLUSÕES	106

7 ADESÃO DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS AO ESMALTE HUMANO UTILIZANDO A TÉCNICA DIRECTA E INDIRECTA - EFEITO DO SISTEMA ADESIVO E DO ENVELHECIMENTO DA BASE DE COMPÓSITO.....107

7.1	INTRODUÇÃO	107
7.1.1	<i>Valores de adesão obtidos com o Transbond XT / Transbond XT Primer e brackets Victory</i> .107	
7.1.2	<i>Adesão a dentes humanos com a técnica indirecta</i>	109
7.1.3	<i>Envelhecimento de compósitos</i>	112
7.1.4	<i>Tipo de falha – Implicações clínicas</i>	116
7.2	JUSTIFICAÇÃO.....	117

7.3	OBJECTIVOS.....	119
7.4	MATERIAIS E MÉTODOS	121
7.4.1	<i>Tipo de estudo.....</i>	<i>121</i>
7.4.2	<i>Delineamento experimental</i>	<i>121</i>
7.4.3	<i>Materiais.....</i>	<i>122</i>
7.4.4	<i>Adesão.....</i>	<i>125</i>
7.4.5	<i>Testes</i>	<i>127</i>
7.5	ANÁLISE ESTATÍSTICA	129
7.6	RESULTADOS	130
7.6.1	<i>Resistência adesiva a forças de corte</i>	<i>130</i>
7.6.2	<i>Tipo de falha de união</i>	<i>135</i>
7.7	DISCUSSÃO	137
7.7.1	<i>Tempo de polimerização.....</i>	<i>138</i>
7.7.2	<i>Adesão directa</i>	<i>139</i>
7.7.3	<i>Adesão indirecta em dentes humanos, com 1 dia de intervalo.....</i>	<i>140</i>
7.7.4	<i>Adesão indirecta em dentes humanos, com 28 dias de intervalo (envelhecimento da base) 142</i>	
7.7.5	<i>Quantidade de adesivo remanescente sobre as superfícies dentárias</i>	<i>144</i>
7.8	CONCLUSÕES	147
8	ESTUDO CLÍNICO COMPARATIVO DA ADESÃO DE <i>BRACKETS</i> ORTODÔNTICOS PELAS TÉCNICAS DIRECTA E INDIRECTA.....	149
8.1	INTRODUÇÃO	149
8.1.1	<i>Estudos clínicos comparando uso de lâmpadas diferentes.....</i>	<i>151</i>
8.1.2	<i>Estudos clínicos envolvendo o compósito Transbond XT ou Transbond APC.....</i>	<i>154</i>
8.1.3	<i>Estudos de adesão indirecta</i>	<i>162</i>
8.2	OBJECTIVOS.....	166
8.3	MATERIAIS E MÉTODOS	167
8.3.1	<i>Tipo de estudo.....</i>	<i>167</i>
8.3.2	<i>Amostra.....</i>	<i>167</i>
8.3.3	<i>Delineamento experimental</i>	<i>168</i>
8.3.4	<i>Materiais e métodos.....</i>	<i>169</i>
8.3.5	<i>Avaliação dos Resultados</i>	<i>172</i>
8.3.6	<i>Análise estatística</i>	<i>173</i>
8.4	RESULTADOS	174
8.4.1	<i>Não participantes e erosão da amostra</i>	<i>174</i>
8.4.2	<i>Distribuição da amostra, pelas variáveis de controlo</i>	<i>174</i>
8.4.3	<i>Distribuição das falhas de união ao fim de 6 meses.....</i>	<i>175</i>
8.4.4	<i>Risco de falha de adesão ao fim de seis meses</i>	<i>181</i>
8.5	DISCUSSÃO	182

8.5.1	<i>Taxas de falha em relação à adesão indirecta.....</i>	<i>184</i>
8.5.2	<i>Adesão Directa</i>	<i>187</i>
8.5.3	<i>Influência da arcada dentária.....</i>	<i>188</i>
8.5.4	<i>Influência da posição na arcada dentária</i>	<i>190</i>
8.6	CONCLUSÕES	192
9	CONSIDERAÇÕES FINAIS.....	193
10	BIBLIOGRAFIA.....	195
11	APENDICES.....	211

Índice de figuras

Figura 2.1 – a) Modelo de trabalho; b) Moldeira de transferência; c) Cimentação.....	11
Figura 4.1 – Esquema da secção da moldeira de transferência de acordo com a Técnica de Thomas.....	35
Figura 6.1 - Delineamento experimental	68
Figura 6.2 – Unidade de polimerização laboratorial.....	70
Figura 6.3 – Arcada dentária obtida a partir de dentes bovinos decíduos	71
Figura 6.4 – Máquina de pressão Biostar	74
Figura 6.5 – (A) Bracket cimentado a dente bovino incorporado num cilindro de acrílico. (B) A mesma figura anterior com a alça de arame colocada põe debaixo das asas do bracket.	78
Figura 6.6 – Tipo de falha de união (IAR).....	79
Figura 7.1 - Arcada dentária formada com 10 pré-molares montados em gesso	123
Figura 7.2 - <i>Brackets</i> posicionados sobre as arcadas dentárias	124
Figura 8.1 – <i>Brackets</i> posicionados sobre o modelo de trabalho e aderidos ao modelo com o compósito Transbond XT.	170
Figura 8.2 – Primeira camada da moldeira de transferência em Bioplast 2 mm.	170
Figura 8.3 – Moldeira de transferência de duas camadas. Esquerda, camada interna em Bioplast. Direita, camada externa em Duran.	171
Figura 8.4 – Protecção dos dentes anteriormente colocados pela técnica indirecta com folha de alumínio e uma matriz de aço.	172

Índice de tabelas

Tabela 6.1– Tabela comparativa dos constituintes do compósito Filtek Flow e do compósito Filtek Supreme XT Flowable. Valores em percentagem por peso.....	63
Tabela 6.2 - Adesivos utilizados no estudo, fabricantes e composição química.....	76
Tabela 6.3 - Valores de resistência adesiva sob forças de corte (MPa).....	81
Tabela 6.4 – Análise de variância com três dimensões dos valores de adesão ao corte.	86
Tabela 6.5 – Análise de comparações múltiplas entre os adesivos segundo o método de Tukey.	87
Tabela 6.6 - Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte quando se utilizou uma moldeira de transferência de Bioplast / Duran (variável independente material de impressão).....	89
Tabela 6.7 – Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte quando se utilizou uma moldeira de transferência de Memosil (variável independente material de impressão).....	89
Tabela 6.8– Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte quando se utilizou uma moldeira de transferência de Memosil/ Duran (variável independente material de impressão).....	89
Tabela 6.9 - Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte entre os 18 grupos experimentais.	90
Tabela 6.10 - Análise de comparações múltiplas entre os 18 grupos experimentais segundo o método de Tukey (apenas as diferenças estatisticamente significativas).	90
Tabela 6.11 - Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte entre os 19 grupos (18 grupos experimentais e grupo controlo).	91
Tabela 6.12 - Análise de comparações múltiplas entre o grupo de controlo e os 18 grupos experimentais segundo o método de Tukey.	92
Tabela 6.13– Número de ocorrências, por tipos de falha, nos diferentes grupos experimentais e no grupo de controlo (valores absolutos).....	93
Tabela 6.14 – Análise de χ^2 , tipo de falha como variável dependente. As variáveis em estudo foram o material de impressão, a moldeira de transferência e o adesivo utilizado.	94
Tabela 6.15 – Análise da prevalência dos diversos tipos de falha, em função do adesivo utilizado nos grupos experimentais. Valores em número observados e em percentagens.....	94

Tabela 7.1- Grupos experimentais.....	121
Tabela 7.2 - Análise descritiva dos valores de resistência adesiva sob forças de corte para a técnica indirecta nos dois tempos de preparação da moldeira de transferência (1 e 28 dias) e para o grupo de controlo (técnica directa) (MPa).....	130
Tabela 7.3 – Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão da resistência adesiva a forças de corte (1 dia de intervalo).....	132
Tabela 7.4 – Resultados das comparações múltiplas entre os grupos da técnica indirecta a 1 dia segundo o método de Tukey. Entrada apenas dos 3 grupos para a Anova.....	132
Tabela 7.5– Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão da resistência adesiva sob forças de corte (28 dias de intervalo).	133
Tabela 7.6 – Análises comparativas por meio de testes de Student para cada sistema adesivo com um e com 28 dias de intervalo entre a elaboração da moldeira de transferência e a adesão ao esmalte.	133
Tabela 7.7 – Análise comparativa por meio de testes de Student para cada grupo experimental com o grupo de adesão directa ao esmalte.	134
Tabela 7.8 – Análise de prevalência dos diversos tipos de falha em função dos grupos experimentais e frequência dos diversos tipos de falha da técnica directa. Valores em número observados e em percentagens.	135
Tabela 8.1– Distribuição dos participantes no estudo por sexo e por idade.	167
Tabela 8.2 – Distribuição dos <i>brackets</i> colocados por sexo e por localização (posterior refere-se a pré molares e anterior refere-se a incisivos e caninos).	174
Tabela 8.3 - Distribuição por sexo dos <i>brackets</i> colocados pela técnica directa e pela técnica indirecta.	175
Tabela 8.4 - Distribuição por arcada dos <i>brackets</i> colocados pela técnica directa e pela técnica indirecta.	175
Tabela 8.5 - Distribuição por localização dos <i>brackets</i> colocados pela técnica directa e pela técnica indirecta (posterior refere-se a pré molares e anterior refere-se a incisivos e caninos).	175
Tabela 8.6 - Distribuição dos casos de falha de adesão pelas semanas em que ocorreram, de acordo com o grupo experimental, e com indicação do paciente.	176
Tabela 8.7 - Distribuição dos casos de falha de adesão pela técnica.....	176
Tabela 8.8 - Distribuição dos casos de falha de adesão pelo sexo.....	177
Tabela 8.9 - Distribuição dos casos de falha de adesão pela arcada.	179

Tabela 8.10 - Distribuição dos casos de falha de adesão pela posição que os *brackets* ocupavam na arcada (posterior refere-se a pré molares e anterior refere-se a incisivos e caninos)..... 180

Tabela 8.11 – Análise de sobrevivência, regressão de Cox. Variável independente: técnica directa ou indirecta. Variáveis de controlo: sexo, arcada dentária e posição na arcada..... 181

Índice de gráficos

Gráfico 6.1 - Histograma dos valores de adesão da técnica indirecta (MPa).....	82
Gráfico 6.2 – Valores médios de resistência adesiva ao corte (MPa), por método de impressão.	83
Gráfico 6.3 - Valores de resistência adesiva ao corte (MPa) quando se utilizou o compósito fluido Filtek Flow como adesivo. Comparação dos dois tipos de impressão e das várias moldeiras de transferência utilizadas.	84
Gráfico 6.4 - Valores de resistência adesiva ao corte (MPa) quando se utilizou o sistema adesivo <i>no-mix</i> Shondi. Comparação dos dois tipos de impressão e das várias moldeiras de transferência utilizadas.....	85
Gráfico 6.5 - Valores de resistência adesiva ao corte (MPa) quando se utilizou o sistema líquido do Concise como adesivo. Comparação dos dois tipos de impressão e das várias moldeiras de transferência utilizadas.....	86
Gráfico 6.6 – Valores médios de resistência ao corte para os diferentes sistemas adesivos....	88
Gráfico 6.7 – Valores médios de resistência ao corte agrupados pelo tipo de moldeiras de transferência.....	88
Gráfico 7.1 - Valores médios de resistência adesiva ao corte para a técnica directa e para a técnica indirecta para os diferentes sistemas adesivos (Transbond XT <i>Primer</i> + Filtek Flow, Sondhi e Concise), com 1 dia e com 28 dias de intervalo entre a elaboração da moldeira de transferência e a adesão ao esmalte.	131
Gráfico 7.2 – Gráfico da variação dos valores de adesão em termos percentuais, para os diferentes sistemas adesivos. Comparação dos valores obtidos aos 28 dias em face dos obtidos 1 dia após a preparação da moldeira de transferência.	131
Gráfico 7.3 - Gráfico comparativo dos valores médios de resistência adesiva ao corte da técnica indirecta para as 3 sistemas adesivos (Transbond XT <i>Primer</i> + Filtek Flow, Sondhi e Concise), com 1 e com 28 dias de intervalo entre a elaboração da moldeira de transferência e a adesão ao esmalte	134
Gráfico 8.1 – Gráfico de sobrevivência da adesão dos <i>brackets</i> aos dentes, de acordo com o grupo experimental.....	177
Gráfico 8.2 - Gráfico de sobrevivência da adesão dos <i>brackets</i> aos dentes, de acordo com o sexo do paciente.	178
Gráfico 8.3 - Gráfico de sobrevivência da adesão dos <i>brackets</i> aos dentes, de acordo com a arcada dentária.....	179

Gráfico 8.4 - Gráfico de sobrevivência da adesão dos <i>brackets</i> aos dentes, de acordo com a posição na arcada dentária.	180
---	-----

Equivalências e Abreviaturas

Ao longo deste relatório são utilizados termos técnicos e abreviaturas que importam clarificar previamente. Apesar do seu significado ser habitualmente claro no contexto em que são citados, é disponibilizada uma lista de abreviaturas pois, em alguns casos, a definição das abreviaturas difere ligeiramente na literatura.

Abreviaturas	Descrição
Filtek	Utilizado nas tabelas em referencia ao compósito fluido Filtek Supreme XT Flow
<i>Primer</i>	Termo utilizado pela 3M Unitek para a descrição da resina fluida geralmente descrita como “Adesivo”
MPa	Mega Pascal, 1MPa equivalente a 1 N/mm ²
N	Newton, equivalente a 0,102 Kgf
SBS	(Shear Bond Streght) Força de adesão ao corte
ARI	(Adhesive Remnant Índice) índice de adesivo residual
APC	(Adhesive pre coated), compósito colocado pelos fabricantes nas bases dos <i>brackets</i>
PCH	Prática Clínica Habitual
LASER	Light Amplification by Stimulated Emission of Radiation
LED	Light Emiting Diode
MIM	(Micro Injection Molding) técnica de fundição utilizada na produção de <i>brackets</i>
Gauge	AWG (American wire gauge ou US Steel wire gauge). Medida do diâmetro de um fio dado pelo número de passagens necessárias para a sua fabricação ou pelo seu peso por unidade de comprimento.
No-mix	Compósito ou resinas auto polimerizáveis, onde em vez da mistura mecânica dos componentes antes da aplicação, o activador é colocado numa das superfícies e o iniciador é colocado noutra superfície e a reacção inicia-se quando as duas superfícies entram em contacto.

INTRODUÇÃO

1 TÉCNICAS DE ADESÃO EM ORTODONTIA

A aparatologia fixa em Ortodontia consiste na utilização de peças, inicialmente metálicas, ligadas ao dente através das quais se exercem forças que permitem a movimentação do mesmo. No início desta técnica, estas peças metálicas eram soldadas a bandas, que depois eram cimentadas ao dente e que constituíam os denominados sistemas multi-bandas.

A técnica adesiva desenvolvida por Buonocore em 1955 aparece descrita pela primeira vez na literatura ortodôntica em 1964, referida como uma técnica para a adesão de *attachments* plásticos à superfície dentária com uma resina de Bis-GMA, activada por luz ultravioleta (Newman, 1964). No entanto, apresentava como limitação o facto destas resinas não poderem ser utilizadas com *brackets* metálicos, já que a luz ultravioleta usada à data não conseguia atravessar a base do *bracket* e polimerizar a resina, o que constituía um forte impedimento à sua utilização na prática clínica usual, mantendo-se a utilização do sistema multi-bandas.

Uma década mais tarde, (Weisser, 1973) descreve a utilização de um sistema de resinas Bis-GMA autopolimerizável, em combinação com o condicionamento ácido do esmalte dentário para a adesão de *brackets* ortodônticos, em substituição da cimentação de bandas, que levou a que houvesse uma transição dos sistemas multi-bandas para os sistemas de adesão directa.

A evolução dos sistemas multi-bandas para os sistemas de adesão directa constituiu um dos mais importantes progressos na área da ortodontia, revestindo-se de vantagens tanto para o ortodontista, como para o paciente. O ortodontista passou a poder utilizar um processo mais simples de colocação da aparatologia fixa, sem necessidade de separação inicial dos dentes e sem a presença de espaços residuais no final do tratamento, após a remoção das bandas (Thomas, 1979). Para o paciente significou maior conforto e um aparelho esteticamente mais aceitável.

Por outro lado, a cimentação das bandas era, à data, executada com cimentos de fosfato de zinco, cuja fractura, bastante comum, originava infiltrações e descalcificações extensas (Johnson 2000). Por último, a invasão do sulco gengival pelas bandas provocava frequentemente situações de gengivite que permaneciam durante todo o tratamento ortodôntico (Thomas, 1979).

A técnica adesiva, ao eliminar estes problemas, foi adoptada universalmente, sendo, desde os finais da década de 70, o método clínico preferido pela maioria dos ortodontistas (Gorelick, 1979).

Os primeiros *brackets* metálicos possuíam bases perfuradas para permitir a retenção, mas evoluíram rapidamente para sistemas compostos por uma rede metálica soldada à base do *bracket*, que permitia uma união mecânica à resina utilizada (Sharma-Sayal, Rossouw et al. 2003). Vários factores possibilitaram a redução do tamanho da base dos *brackets*, tornando-os menos inestéticos (Matasa, 1992).

Ao longo das duas décadas seguintes, foram introduzidos os *brackets* pré-ajustados, com diferentes torques e angulações, os quais foram ficando mais estéticos – à custa de uma diminuição de tamanho – fazendo com que, em contrapartida, o correcto posicionamento destes novos *brackets* seja mais difícil de obter. Sendo a posição dos *brackets* um factor determinante durante a fase do alinhamento inicial e finalização do tratamento ortodôntico, a efectividade desta nova geração de *brackets* pode ficar comprometida pelo seu posicionamento incorrecto.

A adesão dos *brackets* aos dentes pode ser executada de duas formas: (1) cimentados directamente sobre a superfície dos dentes, conhecida como *técnica directa*, ou (2) utilizando uma *técnica indirecta*, na qual os *brackets* são previamente posicionados sobre um modelo dos dentes do paciente e depois transferidos para a boca e cimentados à superfície dentária.

1.1 **TÉCNICA DIRECTA**

A adesão directa dos *brackets* aos dentes foi inicialmente obtida com resinas autopolimerizáveis, entre as quais o compósito ortodôntico Concise (3M, EUA) que no final da década de 70, se tornou no adesivo de referência (Gorelick, 1979). Estas resinas eram constituídas por duas pastas que se misturavam, antes de serem aplicadas às bases dos *brackets*, e que tinham um determinado tempo de manipulação.

Assim, a utilização destes compósitos na técnica de adesão directa condicionava o tempo de trabalho disponível para a manipulação do adesivo e para o correcto posicionamento dos *brackets* sobre as superfícies dentárias. Para além disto, a colocação destes cimentos na base do *bracket* e o seu posicionamento sobre a superfície do dente levava à presença de excessos na periferia da base dos *brackets* que necessitavam de ser removidos com uma sonda durante o tempo de trabalho ou, em alternativa, com um instrumento rotativo, uma vez completada a polimerização do material adesivo. A manipulação dos *brackets*, para além do tempo de trabalho, leva à fractura das ligações de metilmetacrilato do adesivo, com compromisso das suas propriedades mecânicas e a consequente descimentação dos mesmos.

Para resolução da limitação do tempo de trabalho, foram desenvolvidos compósitos autopolimerizáveis, nos quais o iniciador e o catalizador não se apresentam em duas pastas, mas sim numa pasta e num líquido. A pasta é colocada na base do *bracket* e o líquido colocado sobre o dente. Neste tipo de sistemas adesivos, a reacção de polimerização inicia-se quando os dois componentes entram em contacto, isto é, com a colocação do *bracket* sobre o dente. Devido a esta característica, estes sistemas adesivos foram apelidados de “*no-mix*” (Trimpeneers and Dermout 1996).

A introdução dos adesivos *no-mix* permitiu resolver parcialmente o problema do tempo de trabalho insuficiente, exigindo no entanto uma adaptação perfeita entre a base dos *brackets* e as superfícies de esmalte, para que se verificasse uma mistura efectiva dos dois componentes. A literatura refere valores de adesão para os adesivos *no-mix* idênticos a ligeiramente inferiores aos obtidos com as resinas compostas autopolimerizáveis tradicionais (Surmont, Dermout et al. 1992).

Como já foi referido, a utilização de sistemas adesivos fotopolimerizáveis em ortodontia foi inicialmente encarada com enormes reservas devido à impossibilidade de a fonte luminosa atravessar os *brackets* metálicos. Contudo, a redução da dimensão da área da base dos *brackets* e o aparecimento de fotopolimerizadores mais eficientes, vieram tornar possível o uso de resinas fotopolimerizáveis em ortodontia (Tavas and Watts 1984). Com a utilização de compósitos fotopolimerizáveis, os excessos de adesivo nas margens do *bracket* podem ser removidos, de uma forma mais fácil, antes da polimerização da resina e o tempo destinado ao posicionamento do *bracket* sobre o dente não se encontra limitado.

Nesta altura, era necessário irradiar aproximadamente 40 segundos por dente para obter a polimerização do adesivo, o que pode ser considerado como clinicamente excessivo, sobretudo no caso da colocação de um aparelho fixo bimaxilar. Contudo, a fotopolimerização apresentava-se indiscutivelmente vantajosa em casos como a colocação de um aparelho fixo parcial, a reparação de falhas de adesão ou o reposicionamento de *brackets*.

Os resultados de estudos comparativos da adesão de adesivos *no-mix* e de sistemas fotopolimerizáveis revelam-se algo contraditórios. Existem estudos clínicos em que os *brackets* aplicados com compósito fotopolimerizável apresentaram valores de adesão mais elevados que os dos sistemas *no-mix* (Ash and Hay 1996). Noutros trabalhos não identificaram diferenças significativas entre o comportamento clínico dos dois sistemas (Sonis 1988; Sunna and Rock 1998).

Segundo alguns autores, com o aumento do tempo disponível para o correcto posicionamento dos *brackets*, conseguido através da fotopolimerização, o tempo médio dispendido pelo clínico na colocação destes, aumenta (Sunna, Rock 1998). Desta forma, o controlo da contaminação salivar das superfícies de esmalte poderá tornar-se mais complicado e o *stress* percebido pelo ortodontista aumenta, sendo frequente no final dos procedimentos clínicos, o operador estar perante *brackets* que necessitam de ser reposicionados (Kasrovi, Timmins et al. 1997).

Apesar do desenvolvimento de novas fontes de luz mais potentes e portanto geradoras de radiação luminosa com maior intensidade, ter permitido reduzir o tempo de exposição, dos tradicionais 40 segundos para 10 ou mesmo

6 segundos por *bracket*, mantém-se a dificuldade clínica no correcto posicionamento dos *brackets* (Klocke, Korbmacher et al. 2002; Portugal 2008).

1.2 **TÉCNICA INDIRECTA**

Ao contrário da técnica directa, na qual os *brackets* são posicionados directamente sobre os dentes do paciente, com todas os problemas anteriormente referidos, na técnica indirecta são obtidos primeiro modelos dos dentes do paciente, os *brackets* são cimentados sobre estes modelos e depois, utilizando uma moldeira de transferência, são posicionados sobre os dentes do paciente (Sondhi 1999)

A adesão indirecta tem sido referida como vantajosa, em termos de obtenção de um melhor posicionamento dos *brackets*, diminuição do stress associado à colocação de aparatologia fixa e redução da duração dos procedimentos clínicos, sendo usada por sistema, na ortodontia lingual, onde devido à localização dos *brackets* o posicionamento pela técnica directa é muito difícil.

Várias técnicas têm vindo a ser descritas, baseando-se nesta estratégia de adesão indirecta.

Silverman e Cohen (1974) descreveram pela primeira vez um método indirecto para a colocação de *brackets* plásticos. Os *brackets* eram posicionados primeiro sobre uma réplica em gesso dos dentes do paciente, utilizando um metilmetacrilato para efectuar a adesão ao modelo de gesso. Posteriormente eram transportados para a boca do paciente com uma moldeira de transferência e a adesão ao esmalte era efectuada utilizando uma resina bis-GMA sem carga, activada por luz ultravioleta (Gottlieb, Cohen et al. 1974).

A colocação dos *brackets* sobre os modelos de trabalho permitia a observação directa dos *brackets* a partir de vários ângulos, sendo desta forma possível avaliar a sua relação com os *brackets* adjacentes e com a arcada oponente, sem problemas de tempo de trabalho clínico ou *stress* associado. No entanto, segundo alguns autores, com a técnica inicialmente descrita, o procedimento de adesão ao esmalte conduziria sempre a excessos de resina nas margens dos *brackets* (Zachrisson and Brobakken 1978; Thomas 1979; Aguirre, King et al. 1982).

A técnica de Thomas constituiu um marco nas abordagens metodológicas da adesão indirecta, pelo que a detalhamos de seguida.

Em 1979, Thomas descreve pela primeira vez uma metodologia para a técnica indirecta que pretendia resolver o problema dos excessos de compósito na adesão ao esmalte dentário. Segundo esta técnica, os modelos de trabalho começavam por ser revestidos com uma fina camada de isolante hidro-solúvel. Em seguida, os *brackets* eram posicionados sobre os dentes do modelo de trabalho com o compósito ortodôntico autopolimerizável, sendo então colocado sobre o conjunto uma folha de material termoformado. A imersão do conjunto em água, permitia a dissolução do isolante, destacando o modelo de trabalho da moldeira com os *brackets* incorporados, os quais apresentavam uma base individualizada de compósito. Esta base era limpa de resíduos de isolante e de gesso com uma pedra abrasiva, e a adesão ao esmalte fazia-se através da utilização da resina fluida do Concise, um adesivo autopolimerizável, com a colocação do líquido (A) sobre uma das superfícies de colagem e do líquido (B) sobre a outra. Quando as duas superfícies entravam em contacto dava-se a polimerização, reduzindo-se os excessos a uma fina película de adesivo.

Deste modo, as limitações com o tempo de trabalho das resinas autopolimerizáveis na adesão ao esmalte, assim como os problemas de excesso de adesivo, estavam ultrapassados (Thomas 1979).

No entanto, o tempo disponível para o posicionamento dos *brackets* sobre os modelos de gesso continuava a ser condicionado pelo tempo de trabalho das resinas autopolimerizáveis.

Mais recentemente, tem-se assistido a várias tentativas de implementação da técnica indirecta, sustentadas pela introdução de novos adesivos específicos, bem como pelo desenvolvimento de programas informáticos que simulam o posicionamento dentário a obter com o tratamento, seja através da formação digital de imagens a partir dos modelos ou dentes do paciente (Mah and Sachdeva 2001) seja através da imagiologia radiológica tridimensional (Scholz and Sachdeva 2010).

A possibilidade de aplicação de *brackets* sobre *setups* individuais (Wiechmann 1999) ou após a obtenção de modelos virtuais, tal como a possibilidade de se obterem arcos pré formados, tanto na técnica lingual como na vestibular (Muller-Hartwich, Prager et al. 2007; Jane 2009), leva a que a adesão indirecta apresente hoje vantagens decisivas.

Actualmente, existem inclusivamente serviços que possibilitam a criação de *brackets* vestibulares individualizados em termos de torque e angulação, bem como arcos individuais desenhados segundo a forma da arcada dentária e sistemas de adesão indirecta para posicionamento sobre a arcada.

1.2.1 Vantagens da técnica indirecta

Como já foi referido, o sucesso do tratamento ortodôntico está dependente do correcto posicionamento dos *brackets*, tanto na sua posição vertical e mesiodistal, como na sua angulação. Um dos factores que parece dificultar o posicionamento dos *brackets* é a redução do tamanho da sua base, a qual se tem verificado, em resultado da necessidade de se obter um melhor desempenho estético dos mesmos, mas com a consequente dificuldade para uma boa orientação. Este factor influencia tanto a colocação pela técnica directa como pela indirecta, embora esta última permita mais facilmente a utilização de técnicas auxiliares de modo a otimizar o posicionamento (Aguirre, King et al. 1982; Myrberg and Warner 1982).

A técnica indirecta surgiu, em parte, como uma tentativa de facilitar e obter uma maior precisão no posicionamento dos *brackets* sobre as superfícies dentárias. No entanto, os dados disponíveis na literatura sobre a avaliação do posicionamento de *brackets* são escassos e contraditórios, resultado da dificuldade e subjectividade de avaliação.

Aguirre (1982) não encontrou diferenças de posicionamento em termos verticais, entre a técnica directa e indirecta, com excepção para os caninos maxilares, onde a técnica directa apresentava os melhores resultados (Aguirre, King et al. 1982). Pelo contrário, outros autores, num estudo realizado posteriormente, referem que a técnica indirecta apresentava melhores resultados, em termos de posicionamento vertical dos *brackets* (Koo, Chung et al. 1999).

Um estudo recente demonstra uma maior precisão na colocação dos *brackets* com a técnica indirecta, tanto do ponto de vista de colocação vertical, como do posicionamento mesiodistal (Shpack, Geron et al. 2007). No entanto, na técnica indirecta, o posicionamento vertical dos *brackets* pode sofrer distorção, devido ao uso de moldeiras de transferência fabricadas com materiais viscoelásticos (Wendl, Droschl et al. 2008).

Quanto à avaliação da posição dos *brackets* em termos de angulação, os resultados apresentam-se também algo contraditórios. Num dos estudos, a técnica indirecta apresentou-se como sendo a mais precisa apenas para os caninos (Aguirre, King et al. 1982). Nos restantes estudos, não se encontraram diferenças entre as duas técnicas (Koo, Chung et al. 1999; Hodge, Dhopatkar et al. 2004).

A técnica indirecta permite ainda usar posicionadores de *brackets*, de maneira a obter inclinações e angulações individualizadas, através de sistemas como o *Torque Angulation Reference Guide* (TARG) ou o *Ray Set* (Melsen and Biaggini 2002).

A possibilidade de, na técnica indirecta, se utilizarem sistemas de desenho informatizados (Computer Assisted Design – CAD) na execução de *setups* virtuais, com o objectivo de definir a posição otimizada do *bracket*, parece permitir melhorar a reprodutibilidade da posição nos dentes em termos de angulação rotação e posição vertical (Garino and Garino 2005).

Em alguns destes sistemas, que utilizam *setups* virtuais, é gerado um modelo virtual tridimensional através do *scanning* do modelo de gesso ou das impressões de alginato (Mayhew 2005). Por meio de *software* os dentes são virtualmente movimentados para a oclusão pretendida e é identificada a linha de colocação dos *brackets*. Posteriormente o operador coloca os *brackets* sobre os dentes ou sobre o modelo de trabalho em gesso, no caso da técnica indirecta, sendo a posição predefinida identificada com o auxílio de uma câmara (Redmond, Redmond et al. 2004).

Com o intuito de evitar possíveis imprecisões resultantes do posicionamento manual dos *brackets* sobre os modelos, foi descrita uma outra técnica, na qual após a identificação da linha ideal de colocação dos *brackets* é executada, por prototipagem, uma moldeira individual para cada *bracket* (Ciuffolo, Epifania et al. 2006; Scholz and Sarver 2009).

A técnica indirecta, para além de uma maior precisão no posicionamento dos *brackets*, permite ainda uma melhor polimerização do sistema adesivo (Joseph, Rossouw et al. 1994) devido ao uso das moldeiras de transferência que impedem o contacto do oxigénio com o adesivo situado nas margens dos *brackets*.

Sabe-se que o compósito quando em contacto com o oxigénio, forma uma camada superficial não polimerizada. Na técnica indirecta, a moldeira de

transferência, ao impedir este contacto, impede a formação desta camada, o que induz uma menor dissolução do sistema adesivo na zona marginal e uma melhor selagem da área em torno do *bracket*, promovendo uma melhor protecção de dente, o que evita lesões de desmineralização (Joseph, Rossouw et al. 1994).

Todos estes avanços na técnica indirecta levaram a uma maior aceitação da mesma por parte dos ortodontistas. Como reflexo, em 2007, num inquérito efectuado a estudantes em programas de pós-graduação em ortodontia, nos EUA, 45.6% planeavam usar o método indirecto (Noble, Hechter et al. 2009), enquanto em 2002 apenas 10 % dos clínicos nos Estados Unidos usava a técnica indirecta (Keim, Gottlieb et al. 2002).

1.2.2 Desvantagens da técnica indirecta

Para além da necessidade de realizar impressões intra-orais, indispensáveis para a obtenção dos modelos de trabalho, a técnica indirecta requer um tempo acrescido de laboratório, na preparação de modelos e de moldeiras de transferência. Além disso, o tempo dispendido pelo clínico no posicionamento de *brackets* poderá ser significativo. Há diversos laboratórios que dispõem de serviços de colocação de *brackets* nos modelos de trabalho e fornecimento das moldeiras de transferência. Contudo, estes refletem-se num aumento dos custos.

Por outro lado, as vantagens da técnica indirecta em termos de redução do tempo de cadeira podem ser comprometidas quando um ou mais *brackets* da moldeira de transferência falham a adesão. Tal facto leva a um tempo adicional de preparação do esmalte e recolocação dos *brackets* pelo método directo. Está descrito que clínicos que usam habitualmente o método directo se sentem frustrados quando seleccionam um método indirecto pela primeira vez e se verifica uma falha de adesão de um ou mais *brackets*, ou a sua necessidade de reposicionamento (Kasrovi, Timmins et al. 1997)

1.2.3 Outras utilizações da adesão indirecta em ortodontia

Para além da adesão de *brackets*, a técnica indirecta serve igualmente para a colocação de outros sistemas ortodônticos que necessitam de adesão ao esmalte, como sejam retentores linguais (Corti 1991; Rossouw and Joseph 1992), a colocação de planos de mordida na zona lingual dos incisivos (Cooper 1992) ou mesmo a aplicação de botões de Nance, colados aos primeiros molares (Sain, Huge et al. 1994).

2 VARIÁVEIS COM INFLUÊNCIA NA TÉCNICA INDIRECTA

Na técnica indirecta existem uma série de variáveis que poderão condicionar o sucesso da montagem do aparelho ortodôntico, das quais podemos enunciar as seguintes: (i) material de impressão e do tipo de gesso do modelo de trabalho, (ii) adesivo utilizado para posicionar os *brackets* sobre o modelo de trabalho, (iii) constituição das moldeiras de transferência, (iv) técnica de preparação das bases dos *brackets* e (v) método utilizado para promover a adesão do compósito que constitui a base individualizada do *bracket* à superfície dentária.

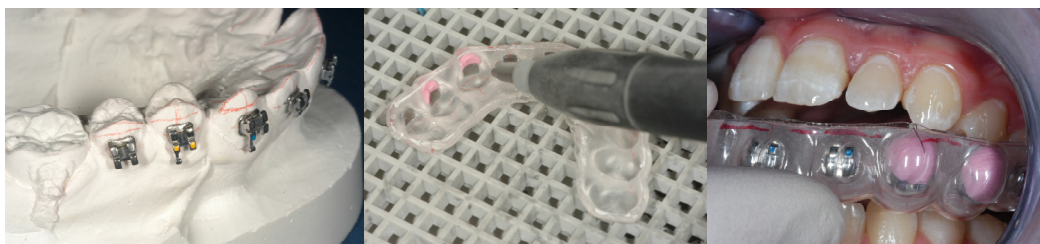


Figura 2.1 – a) Modelo de trabalho; b) Moldeira de transferência; c) Cimentação.

2.1 MOLDAGEM

Para obtenção dos modelos de trabalho da técnica indirecta é fundamental a execução de uma correcta impressão das arcadas dentárias. A maioria dos autores recomendam a utilização de impressões em hidrocolóides irreversíveis. A revista “Seminars in Orthodontics” dedica a edição de Março de 2007 à técnica indirecta e todos os autores que descrevem o método de obtenção de modelos de trabalho, referem a utilização de alginato para efectuar impressões das arcadas dentárias (Guenthner and Larson 2007; Kalange 2007; Koga, Watanabe et al. 2007; Moskowitz 2007; Sondhi 2007)

Na realidade, o alginato é o material de impressão clinicamente mais utilizado, tanto pelo seu baixo custo, como pelo conforto para os pacientes, devido à sua presa rápida. No entanto, as impressões em alginato apresentam uma baixa estabilidade dimensional, pelo que devem ser corridas em gesso num curto intervalo de tempo (Shen 2003). Os alginatos são hidrocolóides

irreversíveis, cujo constituinte principal é um sal sódico ou potássico, do ácido alginico. São ainda constituídos por sulfato de cálcio, retardadores de presa, partículas de carga e gessos, pigmentos e aromatizantes.

O sulfato de cálcio funciona como activador da reação de geleificação e possibilita a obtenção do sal de alginato de cálcio e a correspondente passagem de sol a gel (Cook 1986).

O retardador de presa – normalmente o fosfato trisódico – possibilita o aumento do tempo de trabalho. Por fim, as partículas de carga, tais como o óxido de zinco e terra diatomácea, têm por função aumentar a viscosidade e a resistência mecânica, produzindo uma superfície lisa e não adesiva (Cook 1986).

As propriedades dos alginatos, em geral, e a precisão das impressões, em particular, estão dependentes não só do tipo de alginato e dos seus constituintes, mas também de diversos factores de manipulação, como a correcta seleção da moldeira, utilização da proporção entre o pó e a água indicada pelo fabricante, e técnicas apuradas de espatulação e moldagem (Shen 2003; Frey, Lu et al. 2005).

A espatulação do alginato, tem como finalidade envolver uniformemente em água, os diversos elementos, sem a incorporação de bolhas. Cada fabricante recomenda um determinado tempo de espatulação. O recurso a espatuladoras mecânicas permite o controlo preciso do tempo de espatulação e possibilita a reprodutibilidade da consistência do alginato (Frey, Lu et al. 2005).

Nos laboratórios industriais a preparação de moldeiras de transferência para a técnica indirecta é efectuada a partir de impressões em elastómeros e não em alginatos, por motivos de estabilidade da impressão e maior resistência no transporte (Faria, Rodrigues et al. 2008).

Dentro do grupo dos elastómeros incluem-se quatro tipos diferentes de materiais poliméricos, os polissulfetos, os silicones de condensação, os silicones de adição e os poliéteres (Shen 2003). No âmbito deste trabalho, optámos pela utilização de poliéteres, os quais passamos a detalhar.

Os poliéteres pertencem ao grupo dos materiais de impressão elastoméricos não aquosos pseudoelásticos¹ e tixotrópicos² (Shen 2003).

¹ **Pseudoelasticidade:** aumento da fluidez por forças de corte quando sujeito a força.

² **Tixotrópico:** não escoamento até que energia sob a forma de força de impacto seja aplicada para superar o seu limite de escoamento a partir do qual o material torna-se fluido.

Foram desenvolvidos no final da década de 60 para o campo da medicina dentária como material de impressão. As borrachas de poliéter são fornecidas em forma de duas pastas. A pasta-base contém o polímero de poliéter, uma sílica coloidal como carga e um plastificador. A pasta aceleradora contém um sulfonato de alquila aromático, além de plastificadores e carga (Shen 2003).

A vantagem do poliéter em relação aos vinil polissiloxanos resulta de serem mais hidrofílicos (Kugel, Klettke et al. 2007) e o facto de a sua tensão superficial, resultante da energia de superfície, permitir o vazamento em gesso sem a utilização de surfactantes. O seu grau de contracção linear é de aproximadamente 0,3% ao fim da primeira hora, tendo sido demonstrado que modelos em gesso obtidos ao fim de 24 horas ou uma semana demonstram o mesmo grau de precisão. Actualmente, existem disponíveis no mercado silicones de adição hidrófilos com um ângulo de contacto com a água que varia entre os 35° e os 53°, enquanto que os poliéteres têm um ângulo de contacto de cerca de 48°, não necessitando igualmente do recurso a surfactantes de superfície para o seu vazamento em gesso (Pratten and Craig 1989).

Em termos de elasticidade, os poliéteres apresentam o módulo de elasticidade mais elevado, o que não é problemático em dentições que apresentam poucas zonas retentivas, aliado ao facto de apresentarem uma resistência ao rasgamento elevada. Actualmente o Impregnum Penta Soft (3M Espe) é um poliéter com maior flexibilidade que possibilita uma menor força para a sua remoção (Shen 2003). De referir, que devido à elevada viscosidade dos poliéteres e à ténue diferença de coloração entre a pasta-base e a pasta aceleradora, a sua espatulação se torna por vezes complicada e que com a espatulação manual são muitas vezes incluídas bolhas de ar na mistura. O doseamento manual também poderá ser igualmente um factor de erro. A utilização de misturadores mecânico dinâmicos permite a homogeneização da mistura executada de uma maneira consistente e reproduzível. A mistura mecânica impede igualmente a incorporação de bolhas de ar na mistura (Keck 1985). Em relação à desinfeção, os poliéteres apresentam necessidade de cuidados semelhantes aos alginatos, devido à sua capacidade de absorção de água e libertação simultânea do componente plastificador (Kotsiomi, Tziaila et al. 2008).

2.2 **OBTENÇÃO DO MODELO DE TRABALHO**

O principal componente dos gessos usados em medicina dentária, o sulfato de cálcio hemiidratado alfa ou beta, é obtido através da calcinação da gipsita, um mineral disponível na natureza cuja composição química é o sulfato de cálcio dihidratado ($\text{CaSO}_4 \cdot 2\text{H}_2\text{O}$) (Anusavice 2003).

A reacção de presa ocorre após a mistura com a água, por dissolução de parte do hemihidrato de cálcio e formação de cristais de sulfato de cálcio diidratado. A proporção da quantidade de pó e água utilizada na sua mistura influencia a qualidade final do gesso, em termos de velocidade e expansão de presa, resistência à compressão e capacidade de reprodução dos detalhes (von Fraunhofer and Spiers 1983; Alberto, Carvalho et al. 2011).

Existem diversos tipos de gessos dentários, que diferem no tamanho das partículas do pó, na sua constituição (alfa ou beta hemihidrato), ou pela adição pelo fabricante de diversos agentes químicos (Winkler, Monaghan et al. 1995). Segundo a Associação Dentária Americana, os gessos classificam-se em cinco tipos (I a V), de acordo com as suas propriedades e campos de aplicação. Os gessos geralmente utilizados em ortodontia são os tipos III e IV. O gesso tipo IV, por comparação com o tipo III, apresenta uma menor expansão de presa (<0,10%), uma maior resistência à compressão (>34,5 MPa após 1h) e ao desgaste (ADA 2000).

Tal como sucedia nos materiais de impressão, são vários os factores de manipulação que têm influência nas propriedades dos gessos. A técnica de espatulação é uma delas. A utilização de espatuladoras mecânicas a vácuo permite obter gessos sem bolhas de ar, com maior resistência e dureza finais (Anusavice 2003).

2.3 **ADESÃO DE BRACKETS AO MODELO DE TRABALHO**

Após a obtenção dos modelos de trabalho, o passo seguinte da fabricação de aparelhos ortodônticos fixos pela técnica indirecta consiste na adesão dos *brackets* às superfícies dentárias do modelo de gesso.

Os materiais inicialmente propostos para a adesão dos *brackets* aos modelos de trabalho incluíam produtos como o caramelo (Brandt, Servoss et al.

1975) e adesivos temporários hidrossolúveis como colas de papel (Fried and Newman 1983). No entanto, estes materiais apresentavam alguns problemas. O caramelo era difícil de remover da base do *bracket*. As colas hidrossolúveis, apresentavam um tempo de presa elevado e sensibilidade à humidade, conduzindo a alterações no posicionamento dos *brackets* (Scholz 1983). Com o objectivo de minimizar estes problemas, tanto a 3M como a South Bend Orthodontics desenvolveram adesivos hidrossolúveis especificamente concebidos para a adesão de *brackets* aos modelos de trabalho (Moshiri and Hayward 1979; Scholz 1983; Hodge, Dhopatkar et al. 2001), que apresentavam como vantagem um tempo de presa mais adequado e uma menor sensibilidade à humidade.

A vantagem da utilização destes adesivos é o fácil reposicionamento dos *brackets* sobre os modelos de trabalho, caso necessário, uma vez que a sua remoção é efectuada com água tépida (White 2001).

Quase em simultâneo, Thomas propôs a utilização de resinas autopolimerizáveis para a adesão dos *brackets* aos modelos de trabalho (Thomas 1979). A introdução deste tipo de resinas veio resolver alguns dos problemas antes descritos, mas tem como consequência a introdução de alguns problemas relacionados com o tempo de trabalho, embora estes possam ser considerados pouco relevantes, atendendo a que se tratam de procedimentos laboratoriais.

Uma maneira de obstar ao limitado tempo de trabalho permitido pelas resinas autopolimerizáveis, foi o recurso a resinas termo-polimerizáveis para a adesão dos *brackets* aos modelos de trabalho. Nesta técnica, após a colocação dos *brackets* sobre os modelos de trabalho, estes são sujeitos a determinada temperatura, de maneira a polimerizar o sistema adesivo. Assim, a base individualizada dos *brackets*, seria constituída por um compósito termo-polimerizado. No entanto, devido ao calor, o grau de polimerização da base individualizada de compósito era elevado, levando a um baixo número de cadeias livres das resinas para fazer a adesão a novas resinas. Tal facto levava posteriormente a que os valores de adesão destes *brackets* com bases de compósito termo-polimerizado ao dente fosse reduzido para aproximadamente metade do obtido com bases em compósito autopolimerizado ou fotopolimerizado (Klocke, Shi et al. 2003).

O recurso a um compósito fotopolimerizável para a adesão de um *bracket* metálico ao modelo de trabalho é descrito pela primeira vez por Read em 1987, eliminando a restrição de tempo para o posicionamento dos *brackets* sobre os modelos, imposta com a utilização de um compósito autopolimerizável como preconizado na técnica de Thomas (Read and O'Brien 1990) e permitindo a utilização de sistemas mecânicos de posicionamento individualizado de *brackets* sobre os modelos de trabalho (Melsen and Biaggini 2002). A utilização de adesivos fotopolimerizáveis é igualmente referida por Shondi (1999). No entanto, no caso de *brackets* metálicos, por a fotopolimerização ser inicialmente executada sobre o modelo de trabalho, a opacidade deste parece impedir que a parte central da base de compósito seja polimerizada (Portugal and Jardim 2008). Na ausência de polimerização da parte central da base de compósito, esta poderá sofrer distorção aquando da sua remoção do modelo de trabalho, o que irá impedir posteriormente o seu correcto posicionamento sobre o dente, traduzindo-se numa maior espessura do adesivo ou em desajuste entre a base individualizada de compósito e o dente (Mayes 1999). Apesar disso a utilização de resinas fotopolimerizáveis para a adesão dos *brackets* aos modelos de trabalho é amplamente recomendada (Guenthner and Larson 2007; Higgins 2007; Kalange 2007; Koga, Watanabe et al. 2007).

Nos últimos anos, têm sido desenvolvidos *brackets* cujas bases são fabricadas individualmente para cada dente, por um processo de prototipagem, tendo as bases individualizadas uma fina camada de compósito fotopolimerizado. Essa camada é utilizada para fixar o *bracket* ao modelo de trabalho, constituindo igualmente uma interface para a adesão ao esmalte dentário (Mujagic, Fauquet et al. 2005; Muller-Hartwich, Prager et al. 2007; Jane 2009).

2.3.1 Moldeira de transferência

As moldeiras de transferência servem, como o seu nome sugere, para transferir os *brackets* dos modelos de trabalho para as superfícies dentárias, na posição pré-determinada laboratorialmente. Em virtude disso, os materiais em que são elaboradas têm de reflectir as necessidades do sistema adesivo utilizado (Kalange and Thomas 2007).

Vários materiais e combinações de materiais têm sido usados na construção de moldeiras de transferência, incluindo sistemas híbridos com acrílicos envolvidos em silicone (Matsuno, Okuda et al. 2003), fios metálicos incorporados em resina ou mesmo a utilização de colas de silicone (White 1999). No entanto, presentemente a maioria dos sistemas de transferência baseiam-se na utilização de uma moldeira elaborada exclusivamente em elastómero (Scholz and Swartz 1982; Scholz 1983; Guenther and Larson 2007; Kalange 2007), ou num sistema de duas camadas, uma externa mais rígida e a camada interna mais flexível, podendo esta última ser um elastómero não transparente (Moskowitz 2007), transparente (Higgins 2007; Koga, Watanabe et al. 2007) ou um polímero termoplástico (Thomas 1979; Sondhi 1999).

2.3.2 Preparação das bases de compósito

Tal como já foi explicado, nas técnicas indirectas que usam o compósito como material de adesão dos *brackets* aos modelos de trabalho, é criada uma base individualizada de compósito para cada *bracket*, base essa que esteve aderida ao modelo de gesso. Este facto poderá conduzir à contaminação da superfície do compósito, sendo assim necessário o seu condicionamento antes de se proceder à adesão às estruturas dentárias.

Os primeiros trabalhos referem apenas a lavagem com água e escova como método de preparação da base individualizada (Sinha, Nanda et al. 1995; Collins 2000; Linn, Berzins et al. 2006). Shiau, em 1993, num estudo comparativo entre a técnica directa e a indirecta com o compósito Concise (3M), em que utilizou a lavagem com escova e água como método de preparação das bases de compósito da técnica indirecta, obteve resultados idênticos em termos de adesão entre as duas técnicas (Shiau, Rasmussen et al. 1993).

A utilização de solventes orgânicos, como a acetona, é igualmente referida na literatura. Cooper, em 1993, aconselhava a asperização da base de compósito Transbond APC (3M, USA) com uma pedra verde, seguida da lavagem com acetona (Cooper and Sorenson 1993). Polat, em 2004, aconselhava a microabrasão seguida da lavagem com acetona, das bases de compósito Transbond XT ou do compósito Therma Cure (Polat, Karaman et al. 2004). No entanto, a 3M desaconselha a utilização de acetona na preparação

das bases de compósito para a técnica indirecta, porque um tempo excessivo de exposição à acetona parece levar a uma degradação da matriz do compósito (Stanley 1999).

A utilização de outros solventes orgânicos, como o álcool, foi igualmente utilizada como método de preparação das bases de compósito para a técnica indirecta (Klocke, Shi et al. 2004).

A necessidade da posterior união desta superfície de compósito à superfície do dente leva à criação de duas interfaces, dente-sistema adesivo e sistema adesivo-compósito. A interface adesivo-compósito é em tudo semelhante à interface de união que se estabelece quando se pretende aderir um incremento de compósito a uma superfície de compósito previamente polimerizado, tal como sucede na adesão de restaurações indirectas em compósito (facetas, *inlays* e *onlays* pela técnica indirecta) ou na reparação de restaurações em compósitos (Jardim 1998)

As forças de adesão, ao nível destas interfaces compósito-compósito, podem ser influenciadas pelo tipo de resina utilizada, pelo grau de envelhecimento e tratamento da superfície do compósito previamente polimerizado e pelo sistema de adesivo utilizado (Portugal, Bernardo et al. 2002).

A superfície de um compósito apresenta partículas expostas de carga inorgânica e matriz orgânica. Ambas constituem áreas onde é teoricamente possível fazer a adesão de novos compósitos (Tezvergil, Lassila et al. 2003).

As partículas inorgânicas, geralmente cobertas por silanos, poderiam constituir um bom ponto de adesão, mas devido ao desgaste, estas superfícies inorgânicas geralmente já perderam essa cobertura, o que compromete a adesão. Assim ao nível da superfície inorgânica, o processo de adesão passa pela utilização de ácidos, para obtenção de uma superfície microporosa. No entanto, o ataque ácido é problemático, porque este pode-se dissolver na matriz e continuar o processo no interior do compósito, degradando a interface entre a matriz e a carga (Soderholm 2000).

Por outro lado, a adesão à superfície exposta de matriz orgânica está dependente da quantidade de ligações duplas de carbono remanescentes, o que resulta do grau de conversão da resina – elevada, no caso de terem sido utilizados compósitos termoactivados ou variável, no caso de compósitos fotopolimerizáveis (Yang, Wu et al. 2008). Assim, a preparação da base de

compósito tornou-se necessária para a obtenção de uma adesão eficaz ao dente.

Para além do tipo de tratamento químico, as forças de adesão entre o compósito novo e o compósito envelhecido, poderão ser influenciadas pelo grau de irregularidade da superfície, sendo a microabrasão com jacto de óxido de alumínio um dos métodos com maior impacto no aumento de adesão a resinas polimerizadas (Portugal 2008).

Jardim, em 1998, testou vários métodos de preparação do compósito já polimerizado para melhorar os níveis de adesão obtidos, como lavagem com água, limpeza com solventes orgânicos (acetona – C_3H_6O – ou diclorometano – CH_2Cl_2), condicionamento com ácidos (ácido fosfórico a 37%, ácido fluorídrico, fosfato de flúor acidulado), alteração da superfície por meios mecânicos (asperização, microabrasão) ou silanização. Foi demonstrado que a asperização do compósito com uma pedra verde e utilização de um *primer* resultava em valores de adesão aceitáveis para o uso clínico (Jardim 1998).

Da mesma forma, Sondhi (1999), na descrição da sua técnica, refere a necessidade de executar um microabrasão da base de compósito, seguido de lavagem em ultra sons durante 10 minutos com água destilada e secagem (Sondhi 1999).

Tal como Jardim, outros autores advogam que a microabrasão deverá ser complementada com a aplicação de *primers* sobre a base de compósito (Klocke, Shi et al. 2003; Summers, Kao et al. 2004).

Os valores de adesão obtidos após a microabrasão são igualmente dependentes do tipo de compósito do substrato. Jardim, em 1998, avaliou a adesão de *brackets* ortodônticos a superfícies de compósito tratadas com jacto de óxido de alumínio e com a aplicação de Concise, tendo obtido um valor de 17,98 MPa ou 14,39 MPa quando o substrato era o compósito híbrido Tetric ou o compósito de micropartículas Helioprogress.

Rodrigues, em 2009, estudando a adesão de um compósito novo a um compósito envelhecido – Filtek SupremeTM ou Filtek Z250TM – obteve valores de adesão mais baixos, na reparação do compósito de nanopartículas Filtek SupremeTM, em relação ao Filtek Z250TM. Foram comparados 4 métodos de preparação da superfície (i) utilização de ácido hidrofúorídrico, (ii) abrasão com uma broca de diamante, (iii) jacto de óxido de alumínio de 25 micras e (iv) jacto de sílica de 30 micras, seguidos da utilização de um *primer*, um silano ou

de um silano seguido de um *primer*. Os métodos de reparação que obtiveram melhores valores de resistência adesiva foram o jacto de óxido de alumínio ou o jacto de sílica, independentemente da combinação de *primer* e silano utilizada. A utilização de ácido hidrofúorídrico foi desaconselhada na reparação de compósitos envelhecidos pelos baixos valores de adesão que proporcionou (Rodrigues, Ferracane et al. 2009).

A microabrasão da base individualizada de compósito dos *brackets*, parece influenciar positivamente os valores de adesão para diferentes interfaces adesivas, embora haja uma variabilidade no tempo e na pressão a que as bases de compósito devem ser sujeitas à acção abrasiva das partículas de óxido de alumínio com 50 micras de diâmetro, nos vários estudos disponíveis na literatura. Alguns autores preconizam a microabrasão durante 1 segundo (Thompson, Drummond et al. 2008), outros indicam 3 segundos (Klocke, Shi et al. 2003; Klocke, Shi et al. 2004), mas a maior parte dos autores não refere o tempo a que sujeitam as bases de compósito ao jacto de óxido de alumínio, ou apenas referenciam o tratamento da base com jacto de óxido de alumínio como “ligeiramente abrasionadas” (Klocke, Tadic et al. 2004; Polat, Karaman et al. 2004; Kalange 2007; Sondhi 2007).

O principal problema associado à microabrasão do compósito da base do *bracket* é sem dúvida, a possibilidade de remoção excessiva de compósito. No entanto, tal como acontece na reutilização de *brackets*, tal facto parece não afectar significativamente os valores de adesão (Sonis 1996).

Apesar da evidência científica sobre as vantagens da microabrasão, encontra-se na literatura dos últimos anos, autores que recomendam apenas a lavagem com escova ou com *spray* de água e secagem com a seringa de ar/água como método de preparação das bases individualizadas de compósito, de maneira a se removerem apenas os restos de gesso e do isolante (Linn, Berzins et al. 2006; Fortini, Giuntoli et al. 2007; Guenther and Larson 2007; Koga, Watanabe et al. 2007).

2.4 **SISTEMAS ADESIVOS ORTODÔNTICOS**

Em ortodontia, a adesão de *brackets* ao esmalte pela técnica directa pode ser promovida por cimentos de ionómero de vidro, cimentos de ionómero de vidro modificado ou compómeros, mas os materiais mais utilizados continuam a ser, sem dúvida, os cimentos de resina devido aos valores de adesão que proporcionam (Portugal 2008). Estes cimentos são constituídos por uma matriz orgânica de monómeros, partículas de carga, agentes de união e um sistema de activação/iniciação da reacção de polimerização (Rawls and Esquivel-Upshaw 2003).

Nas técnicas indirectas, em que se utilizam bases individualizadas de compósito, é interposto um adesivo entre o compósito da base individualizada e a face do dente, para promover a adesão. Tal como já foi dito, desde que esta técnica foi inicialmente proposta, têm sido utilizados sistemas adesivos autopolimerizáveis, colas de cianoacrilato e, mais recentemente, sistemas adesivos fotopolimerizáveis.

Sistemas adesivos autopolimerizáveis

Na técnica original de Thomas era preconizada a utilização de um sistema adesivo autopolimerizável – a resina líquida sem carga Concise (3M, EUA) – fornecido sob a forma de dois frascos; o líquido base era aplicado sobre uma das superfícies e o líquido com o catalizador era aplicado sobre a outra (Thomas 1979). Quando o *bracket* era posicionado sobre a superfície dentária o sistema funcionava como um adesivo *no-mix*. O líquido base entrava em contacto com o líquido catalisador desencadeando a reacção de polimerização. Um dos possíveis inconvenientes é uma mistura insuficiente entre os dois componentes, devido a uma falta de adaptação perfeita entre as duas superfícies ou a uma maior distância entre a base do *bracket* e o dente. Para obviar os problemas causados pela mistura insuficiente dos dois líquidos, outros autores, numa modificação da técnica de Thomas, aconselharam a activação da resina pela mistura dos líquidos base e catalizador antes da sua colocação sobre as bases individualizadas dos *brackets* e sobre a superfície dos dentes (Shiau, Rasmussen et al. 1993; Sinha, Nanda et al. 1995).

Em 1999, a 3M-Unitek desenvolveu um novo adesivo, a resina autopolimerizável *Shondi Rapid Set*, para ser utilizado com a técnica indirecta sob a forma de uma resina *no-mix* (Sondhi 1999). Embora tenham sido realizados vários estudos laboratoriais que comprovam a eficácia deste sistema adesivo (Klocke, Shi et al. 2003; Klocke, Shi et al. 2003; Polat, Karaman et al. 2004; Linn, Berzins et al. 2006), os estudos clínicos são escassos.

Cianoacrilato

O uso de adesivos de cianoacrilato foi igualmente sugerido, tanto como promotor de adesão na técnica directa (Al-Munajed, Gordon et al. 2000), como para promover a adesão entre as bases individualizadas de compósito, utilizadas na técnica indirecta, e o dente. No entanto, os valores de adesão obtidos como o cianoacrilato foram estatisticamente inferiores aos de outros sistemas (Klocke, Shi et al. 2003).

Compósitos fluidos fotopolimerizáveis

O uso de compósitos ou compómeros fluidos fotopolimerizáveis, como o Dyract X Flow (Densply EUA), o Dyract Flow (Densply EUA) e o Beautifil Flow (Shofu, Japão), tem sido recomendado para a cimentação de *brackets* na técnica indirecta. Os resultados obtidos são, de forma geral, semelhantes aos obtidos com a cimentação directa de *brackets* com o compósito fotopolimerizável Transbond XT (3M Unitek, USA), com a vantagem de deixarem menos adesivo no esmalte (Vicente and Bravo 2009).

Ryou e col, em 2008, reportaram resultados opostos para os compósitos fluidos, Grandio Flow, Unifil Flow e Dentifil Flow. Os autores obtiveram valores de adesão que variaram entre 7.2 e 8.3 MPa, com os compósitos fluidos, enquanto o Transbond XT apresentava valores de 10.9 MPa. Neste estudo, não foram usados *primers* sobre o esmalte, cabendo ao compósito fluido o papel de adesão ao esmalte sem nenhuma resina interposta. Os compósitos fluidos deixaram mais resíduos sobre o esmalte, indicando que o tipo de falha se traduziu numa falha coesiva do compósito apesar dos valores de adesão mais baixos. Este facto poderá ser explicado pela menor resistência destes compósitos, quando comparados ao Transbond XT (Ryou, Park et al. 2008).

Teoricamente, a utilização de um adesivo com um menor valor de resistência adesiva entre a base de compósito individualizada e o esmalte,

permitiria que durante a remoção do *bracket* a falha se desse predominantemente ao longo deste adesivo, deixando menos compósito sobre a face do dente, o que seria vantajoso do ponto de vista clínico. A utilização de uma interface com um menor valor de resistência ao corte impediria igualmente que se registassem valores muito elevados de adesão ao corte (SBS), que estão relacionados com linhas de fractura do esmalte (Eminkahyagil 2006).

A utilização de *primers* associados aos compósitos fluidos, como interface adesiva na técnica indirecta, tem sido aconselhada por vários autores (Miles 2002; Linn, Berzins et al. 2006; Fortini, Giuntoli et al. 2007; Higgins 2007) no entanto o seu uso é discutível, em termos dos valores de adesão obtidos (Thompson, Drummond et al. 2008).

O compósito fluido *Filtek Flow* (3M Unitek) foi estudado por Thompson em dentes bovinos como interface adesiva na técnica indirecta. Foram usados *brackets* APC, com e sem microabrasão da base, com a utilização ou não de Filtek Flow e com a utilização ou não utilização de *primers*. Após o estudo de todas as combinações possíveis destes parâmetros, os resultados não mostraram vantagens de incluir o Filtek Flow na interface adesiva, em termos de valores de resistência ao corte. Apenas a microabrasão da base foi determinante em termos de aumento dos valores de adesão (Thompson, Drummond et al. 2008). Igualmente, em dentisteria, a utilização de Filtek Flow como *liner* do compósito Filtek Z 250, não mostrou vantagens no comportamento clínico em cavidades de Classe V (Loguercio, Zago et al. 2005).

2.5 **POLIMERIZAÇÃO**

A optimização das propriedades mecânicas e químicas dos cimentos de resina tem sido associada à obtenção de um adequado grau de conversão das resinas.

A primeira fase da reacção de polimerização, denominada de iniciação, é o resultado da interacção do iniciador com o activador. O iniciador é uma molécula insaturada, que apresenta numa das suas extremidades dois ou mais átomos de carbono com ligações duplas entre eles. O activador é um elemento capaz de quebrar essa ligação dupla, estabelecendo uma ligação covalente com um dos átomos de carbono, deixando o outro átomo de carbono com um electrão desemparelhado que irá funcionar como um radical livre com

capacidade de quebrar outras ligações duplas átomos de carbono, dando assim origem a uma reacção em cadeia entre os monómeros (Rawls and Esquivel-Upshaw 2003).

A polimerização das resinas segue um modelo exponencial, onde a quantidade de monómeros que reagem com o polímero diminui com a quantidade de monómeros livres, o que se traduz por inicialmente haver um número elevado de conversões, que tende em direcção a uma saturação (Rawls and Esquivel-Upshaw 2003). O grau de conversão obtido está directamente relacionado com as propriedades mecânicas dos compósitos. A polimerização irá terminar quando não houver nas imediações do radical livre monómeros disponíveis, ou quando se ligam duas cadeias poliméricas entre si, ligando as suas duas extremidades e dando origem a um polímero circular ou pela reacção do polímero em crescimento com um iniciador activado (Rawls and Esquivel-Upshaw 2003).

A reacção de polimerização é acompanhada pela contracção do compósito (Rawls and Esquivel-Upshaw 2003). Tal facto sucede, porque as ligações de Van der Waals que existem entre as várias moléculas de monómero são substituídas no polímero por ligações covalentes que, por serem ligações mais fortes, apresentam uma menor distancia intermolecular / interatómica.

2.5.1 Activação química

Na activação química, o iniciador vai ser activado por uma outra molécula (Rawls and Esquivel-Upshaw 2003). O iniciador mais comum é o peróxido de benzoilo, que é activado por uma amina terciária. As resinas compostas, cuja activação é química, são comercializadas sob a forma de dois componentes; um que contém o activador e outro com o iniciador. Quando misturados, o activador reage com o iniciador, dando origem a radicais livres que desencadeiam a reacção de polimerização. A mistura dos dois componentes implica a sua manipulação por parte do operador e é feita muitas vezes por espatulação. Após o início da espatulação, torna-se difícil controlar a velocidade de polimerização, o que torna o tempo de trabalho crítico (Rueggeberg and Caughman 1993).

2.5.2 Activação por luz

Nestas resinas, o iniciador é activado pela absorção de energia luminosa, facto que torna possível um maior controlo do tempo de trabalho. Uma vez activado o iniciador, a velocidade da reacção de polimerização é maior permitindo a obtenção de valores de resistência mecânica adequados para resistir a cargas ao (Ewoldsen and Demke 2001) , ou seja, a polimerização é mais rápida.

O fotoiniciador presente na maior parte das resinas fotopolimerizáveis usadas em medicina dentária é a canforoquinona, que apresenta uma absorção de energia do feixe electromagnético entre 400 e os 500 nm, com aproximadamente 10% de absorção aos 425 nm, apresentando um pico de absorção de aproximadamente 35% ao nível dos 468 nm e reduzindo para os 10% aos 490 nm (Nomoto 1997). Em algumas resinas compostas são, no entanto, utilizados outros fotoiniciadores, como o 1-fenil-1,2-propanediona, que apresenta uma absorção máxima nos 410 nm.

A absorção de energia leva ao afastamento da nuvem electrónica, o que permite que o fotoiniciador reaja com um outra molécula, o co-iniciador, conduzindo à formação de radicais livres que desencadeiam a reacção de polimerização. O elemento co-iniciador mais comumente utilizado com a canforoquinona é o dimetilaminaetilometaacrilato, uma amina terciária (Power and Sakaguchi 2006)

3 FOTOPOLIMERIZAÇÃO

Para que exista uma activação eficaz dos fotoiniciadores presentes nos cimentos de resinas fotopolimerizáveis, é necessário que este seja exposto a radiação luminosa com um comprimento de onda específico e que lhe seja fornecida uma determinada quantidade de energia (Newmann, Miranda et al. 2005). O comprimento de onda necessário depende do fotoiniciador presente, sendo condicionado pelo tipo de aparelho fotopolimerizador utilizado.

A medição da emissão das lâmpadas do fotopolimerizador, geralmente é executada em intervalos de comprimentos de onda, podendo o pico de emissão da lâmpada ser diferente do pico de absorção do fotoiniciador (Oyama, Komori et al. 2004). Assim, duas lâmpadas com a mesma leitura em termos de potência, podem ter resultados diferentes em termos de polimerização (Pandis, Strigou et al. 2007).

A polimerização por luz leva ao aumento da temperatura pulpar, provocado pela energia emitida pelas lâmpadas utilizadas. Como na técnica indirecta, a camada a polimerizar resume-se apenas à interface adesiva, é necessário menos tempo de luz para uma polimerização eficaz, resultando numa menor subida da temperatura (Malkoc, Uysal et al. 2010).

3.1 FOTOPOLIMERIZADORES

Ao longo das últimas décadas foram desenvolvidos vários tipos de aparelhos emissores de luz para polimerização das resinas compostas.

Fotopolimerizadores de quartzo-tungsténio-halogéneo

Constituem os aparelhos de fotopolimerização tradicionais. As suas lâmpadas de halogéneo possuem um filamento de tungsténio imerso num gás halogenado. Com a passagem da corrente eléctrica, o filamento torna-se incandescente gerando radiação luminosa numa banda larga do espectro electromagnético, traduzindo-se na produção de luz branca (Bernardo 2004). O filamento atinge uma elevada temperatura, provocando a sublimação progressiva do tungsténio, que se deposita na face interna da ampola de vidro.

O gás halogenado tem por finalidade evitar a combustão do tungsténio, que ocorreria na presença de oxigénio, possibilitando igualmente a regeneração do filamento através da reposição do tungsténio (Bernardo 2004).

A luz branca emitida tem de ser filtrada, de maneira a que a radiação luminosa fique restrita a comprimentos de onda entre os 400 e os 500 nm, necessários para a activação dos iniciadores presentes na maioria dos cimentos de resina e, desta forma, reduzir a quantidade de energia transmitida ao dente (Yoon, Lee et al. 2002).

Os fotopolimerizadores de quartzo-tungsténio-halogéneo apresentam vários aspectos negativos, entre os quais, se encontra o facto das lâmpadas possuírem um tempo de vida útil limitado e uma diminuição progressiva da intensidade luminosa produzida (Mavropoulos, Staudt et al. 2005).

Fotopolimerizadores de arco de plasma

Com o intuito de obter intensidades luminosas superiores, foram introduzidas em medicina dentária luzes de plasma. Obtidas geralmente a partir da passagem de corrente eléctrica através de um tubo com xénon, com um ânodo de tungsténio e um cátodo de quartzo. O comprimento de onda emitido pelo gás ionizado varia consoante a pressão de xénon no tubo e a tensão entre o cátodo e o ânodo. Embora lâmpadas de xénon como a Apollo 95E (Dental/Medical Diagnostics) produzam uma luz branca de alta intensidade, continua a ser sempre necessário a utilização de filtros para absorver a radiação Infra Vermelha e Ultravioleta. O tempo de duração destas lâmpadas é superior ao das lâmpadas de quartzo-tungsténio-halogéneo, mas apresentam um custo elevado (Mavropoulos, Staudt et al. 2005; Rueggeberg 2011).

Fotopolimerizadores LASER

Na década de 90 foram introduzidos, em medicina dentária, fotopolimerizadores com recurso a tecnologia LASER. A tecnologia LASER assenta na propriedade de que átomos de determinados materiais – quando em estado instável de alta energia, se correctamente estimulados – diminuem o seu nível de energia, com a emissão de um fotão. Um átomo excitado emite um fotão, que colide com outro átomo, reemitindo outro fotão com o mesmo comprimento de onda e com a mesma fase, iniciando-se assim um efeito em cascata. A luz é mantida dentro de um espaço confinado por espelhos

altamente reflectores, um dos quais tem um orifício por onde alguns fotões, depois de muitas vezes reflectidos conseguem sair, emitindo um feixe colimado de luz (Fleming 1999).

Em medicina dentária têm sido utilizados LASERs de árgon. A estimulação do gás árgon leva à emissão de um feixe de luz, em fase, num comprimento de onda entre os 460 nm e os 500 nm (Cook 1982; Fleming 1999; Talbot, Blankenau et al. 2000) ideal para a polimerização da canforoquinona. Para além disso, o facto do feixe de fotões se encontrar em fase implica uma menor diminuição de potência com a distância, já que com os fotões em fase há diminuição da colisão entre os fotões. Outra vantagem é não ser necessário substituir as lâmpadas emissoras. Apesar das vantagens que apresentam em termos de emissão, estes aparelhos de LASER de árgon são volumosos, dispendiosos e implicam um período de espera de 30 segundos entre o momento em que o aparelho é ligado e a possibilidade de emissão de luz (The Dental Advisor, 2002). Outra possibilidade é a utilização de LASERS sólidos com uma emissão de luz a partir de díodos (Knezevic 2007).

Fotopolimerizadores LED

Nos últimos anos conseguiu-se a produção de luz a partir da junção de semicondutores de nitrato de gálio (LED). A tecnologia *light-emitting diodes* (LED) resulta da junção metalúrgica de dois cristais de natureza positivo (P) e negativo (N), de maneira a se obter uma junção P-N. Com a aplicação de uma tensão, a passagem de corrente contínua, leva à polarização de ambos os cristais. Com ambos os cristais polarizados, junto à junção P-N existe uma recombinação de electrões, que ao passarem do seu estado livre a ocupado, perdem energia dissipada pela forma de fotões. Assim, consegue-se obter luzes na zona azul do espectro visível, que não necessitam de filtros pois emitem apenas numa faixa estreita de comprimentos de onda, com pouco consumo energético, permitindo o uso de baterias como fonte de alimentação. Os LEDs que operam na faixa azul de emissão precisam de valores de tensão de aproximadamente 3V, com necessidades de potência de 10 a 150 mW e com um tempo de vida útil de aproximadamente 100.000 horas. O tempo de vida útil dos LEDs é quase infinito quando comparados com as lâmpadas de halógeno (Stahl, Ashworth et al. 2000; Pandis, Strigou et al. 2007) e com custos muito inferiores às lâmpadas de plasma e aos LASERs.

Todas estas características têm contribuído para a utilização, por parte dos clínicos, deste tipo de aparelhos em detrimento de todos os outros (Portugal 2008).

3.2 **INTENSIDADE DA RADIAÇÃO LUMINOSA**

A densidade de energia necessária para uma adequada polimerização das resinas compostas fotopolimerizáveis é o produto da intensidade da radiação luminosa (mW/cm^2) pelo tempo de exposição (s) e é expressa em (J/cm^2). Desta forma, tem sido entendido que o aumento da intensidade da radiação luminosa poderá permitir uma diminuição proporcional do tempo de exposição à luz, permitindo assim a redução do tempo dispendido nos procedimentos clínicos (Peutzfeldt and Asmussen 2005).

A fonte luminosa é um meio de cedência de energia sob a forma luminosa ao fotoiniciador. No conceito de energia total, o grau de polimerização das resinas está directamente relacionado com a quantidade total de energia absorvida pela resina, que é o produto da intensidade da fonte de luz pelo tempo e é medido em mJ/cm^2 (Lovell, Newman et al. 1999). Assim, *brackets* sujeitos a irradiações luminosas de $6000 \text{ mJ}/\text{cm}^2$ apresentavam valores de adesão inferiores do que quando eram irradiados com 12000 ou $24000 \text{ mJ}/\text{cm}^2$ (Mavropoulos, Cattani-Lorente et al. 2008).

Inicialmente os aparelhos de fotopolimerização utilizaram lâmpadas de halogéneo, já referidas, que emitiam num espectro de luz branca o que implicava a utilização de um filtro, para obtenção de uma emissão num espectro entre os 400 e os 500 nm . Com tal tecnologia, a intensidade luminosa rondava inicialmente os $400 \text{ mW}/\text{cm}^2$, mas mais tarde foi possível obter unidades de polimerização clínicas com potências de $800 \text{ mW}/\text{cm}^2$ no espectro de luz azul.

Com o intuito de se obter um aumento da intensidade luminosa foram introduzidas, em medicina dentária, luzes de plasma. Embora as luzes de plasma iniciais apresentassem valores de emissão luminosa na ordem de $900 \text{ mW}/\text{cm}^2$, rapidamente surgiram modelos com valores de $2100 \text{ mW}/\text{cm}^2$, possibilitando menores tempos de polimerização dos compósitos (Sfondrini, Cacciafesta et al. 2004; Pandis, Strigou et al. 2007).

A potência das luzes de plasma é muito superior às luzes com origem na tecnologia LASER, que têm geralmente uma potência de apenas 250 mW/cm². No entanto, pelo facto da tecnologia LASER emitir uma luz colimada, com os fótons em fase, evita a dispersão, como já foi referido, permitindo a manutenção da intensidade, mesmo quando a extremidade do fotopolimerizador se encontra afastada da resina. O comprimento de onda da luz, apesar da baixa energia emitida, permite uma elevada absorção por parte da canforoquinona, resultando numa capacidade de polimerização bastante elevada (Talbot, Blankenau et al. 2000; Elvebak, Rossouw et al. 2006).

A sua potência coloca-os na categoria de LASERS da Classe IIIb/3b, com capacidade de causar danos na retina com exposições inferiores a 1/10 de segundo. O facto deste tipo de equipamentos estar sujeito a uma regulamentação rigorosa, bem como o seu elevado custo, impediram a sua generalização. Uma alternativa será o uso de LASERS sólidos, gerados a partir de díodos, que apresentam menor energia (35 mW/cm²), mas que conseguem igualmente emissões de luz com picos nos 474 nm. Este tipo de fonte de luz apresenta uma conversão aceitável das resinas sobretudo quando não utilizam iniciadores com espectros diferentes da canforoquinona (Knezevic 2007).

Nos últimos anos, as luzes LED introduzidas no mercado dentário foram aumentando a potência luminosa, podendo hoje obter-se lâmpadas LED geradoras de radiação luminosa com intensidades de 1200, 1600 ou mesmo 2000mW/cm².

Enquanto a primeira geração de lâmpadas de polimerização LED utilizava vários *chips* de baixo consumo, que produziam igualmente potências luminosas baixas, a segunda geração de aparelhos polimerizadores de LED utiliza apenas um chip, com uma superfície maior e com maior potência de emissão.

A terceira geração deste tipo de fotopolimerizadores incorpora, para além do mesmo chip de luz azul, um ou mais chips de baixo consumo que emite uma frequência mais perto do violeta (Rueggeberg, Blalock et al. 2005; Rueggeberg, Cole et al. 2009). Este factor é uma vantagem, pois um dos problemas que as primeiras gerações de LED tinha, era o facto de apresentarem uma estreita faixa de comprimentos de onda, entre os 430 e os 480nm, o que deixava de fora os fotoiniciadores que não a canforoquinona. Com os novos LEDs tem-se observado um aumento da amplitude dos

comprimentos de onda, aproximando-a das lâmpadas de halogéneo, o que permite a correcta polimerização de todos os compósitos em medicina dentária.

Quanto maior for a potência de emissão de luz e mais restrita for a banda de emissão e o comprimento de onda dominante, melhor será a eficiência para a polimerização, contudo mais cara é a produção do chip.

Chips que possibilitam a entrada de maior corrente, produzem uma maior intensidade luminosa, com a contrapartida de um consequente aumento de temperatura do chip, que pode levar à sua destruição (Rueggeberg, Blalock et al. 2005; Rueggeberg, Cole et al. 2009). A utilização de corrente pulsátil, que permitisse atingir picos luminosos, foi uma das maneiras encontradas para contornar este problema. Assim, a Ormco introduziu no mercado uma lâmpada LED de 1200 mW/cm² (Demetron II; Ormco) sujeita a uma variação pulsátil da corrente, que permite obter picos de 1600 mW/cm², sem chegar ao ponto de aquecimento crítico do *chip* utilizado.

Outro factor que contribui para as diferenças encontradas entre as várias lâmpadas resulta do próprio aparelho de medição. O Radiómetro Demetron (Ormco) é frequentemente utilizado em medicina dentária para avaliar a potência das lâmpadas fotopolimerizadoras. Este radiómetro tem uma zona de leitura com 7mm de diâmetro e um filtro, que apenas deixa passar comprimentos de onda entre os 400 e os 500 nm.

A irradiação de uma fonte luminosa é obtida pela divisão da irradiação total dividida pela área da ponta luminosa (Stahl, Ashworth et al. 2000). O facto da zona de leitura ter 7mm de diâmetro, implica que pontas de lâmpadas de diâmetro inferior tenham leituras de potência por cm² inferior, e que utilização de pontas de 8mm ou de diâmetro superior, emitam maior quantidade de energia do que a medida pelo fotómetro. Uma ponta de 7mm de diâmetro tem aproximadamente 38 mm² de superfície enquanto uma ponta de 8 mm tem 50 mm² de superfície o que representa aproximadamente 30% de aumento de área e energia.

Por outro lado, quando se mede a intensidade da radiação luminosa emitida pelos diversos fotopolimerizadores geralmente essa medida é feita num intervalo de comprimentos de onda, podendo o pico de emissão da lâmpada ser diferente do pico de absorção do fotoiniciador (Oyama, Komori et al. 2004) e assim duas lâmpadas com a mesma leitura em termos de potência obterem resultados diferentes (Pandis, Strigou et al. 2007). Desta forma, a comparação

de LEDs de potência semelhante pode não ser linear, tanto mais que as fontes de medição geralmente utilizadas apenas medem a energia total num espectro entre os 400 e os 500 nm de comprimento de onda, sendo o espectro entre os 460 e os 470 nm, aquele com maior absorção por parte do fotoiniciador.

3.3 **MÉTODOS E TEMPOS DE FOTOPOLIMERIZAÇÃO**

Com o aumento de intensidade das fontes luminosas, os fabricantes de lâmpadas e compósitos, na procura de vantagens sobre a concorrência, geralmente indicam tempos de fotopolimerização que resultam em valores inferiores de resistência à flexão daquela obtida com tempos de exposição superiores (Rueggeberg, Cole et al. 2009), ou no caso dos *brackets*, em zonas com um grau de polimerização inferior (Portugal 2008).

Embora o valor de adesão dos *brackets* metálicos dependa da quantidade total de energia emitida pela fonte luminosa, o efeito do tempo de exposição é determinante. Exposições inferiores a 4 segundos levam a valores demasiado baixos em termos de adesão, independentemente da quantidade de energia utilizada (Mavropoulos, Cattani-Lorente et al. 2008).

O conceito de energia total também não é válido no caso de colagem de *brackets* metálicos, devido a vários factores: (1) a energia recebida pelo compósito não é homogénea; parte é reflectida pelo *bracket* e a restante tem de atravessar o esmalte e a dentina, com diferentes propriedades de absorção e de reflexão antes de atingir o material a polimerizar; (2) parte deste compósito encontra-se entranhado no meio da malha metálica. Assim, verifica-se a necessidade da luz atravessar diversas camadas, pelo que se compreende a vantagem de usar lâmpadas mais potentes, com maior penetração, em detrimento de aumentar o tempo de exposição (Yoon, Lee et al. 2002; Mavropoulos, Cattani-Lorente et al. 2008).

A distância utilizada entre a ponta da fonte de emissão luminosa e o *bracket* é outro factor a considerar, sendo diferente na técnica directa e na indirecta. Na primeira o operador tem de manter uma distância de segurança entre a ponta de luz e o *bracket*, para não alterar a posição deste, o que não se verifica na técnica indirecta. Por outro lado, na técnica indirecta, apesar de se poder colocar a ponta da lâmpada em contacto com a moldeira de

transferência, a luz tem de atravessar a moldeira, com consequente absorção e dispersão luminosas.

As várias fontes de luz têm comportamentos particulares no que respeita à distância de polimerização entre a fonte de luz e o *bracket*. Sfondrini comparou lâmpadas de halógeno, de plasma e de LED, todas com leituras de 1200 mW/cm², para polimerizações de *brackets* com um ionómero de vidro modificado, a 0 mm, 3 mm e a 6 mm de distância. Aos 6 mm de distância a lâmpada de plasma apresentou resultados estatisticamente superiores em relação às demais, aos 3 mm de distância não houve diferenças entre a luz de halógeno e a de plasma, mas ambas foram superiores à lâmpada de LED e aos 0 mm não houve diferenças entre as três lâmpadas (Sfondrini, Cacciafesta et al. 2006). Gronberg (2006) não encontrou diferenças para as lâmpadas LED entre os 1mm e 10mm (Gronberg, Rossouw et al. 2006).

A polimerização por luz, leva ao aumento da temperatura pulpar provocado pela energia emitida pelas lâmpadas utilizadas, embora na ortodontia, por existir uma espessura íntegra de esmalte e dentina, tal facto não pareça ser tão relevante como em dentisteria. Na técnica indirecta, a camada a polimerizar resume-se à interface adesiva, que se apresenta fora da malha metálica pelo que é necessário menos energia, o que tem como consequência um menor aumento da temperatura (Malkoc, Uysal et al. 2010).

4 ADESÃO

Pela técnica de Thomas, já anteriormente descrita e ilustrada na **Figura 4.1**, a adesão dos *brackets* aos dentes, pressupõe a criação de três interfaces de união: *bracket*/compósito, compósito pré-polimerizado/sistema adesivo e sistema adesivo/dente.

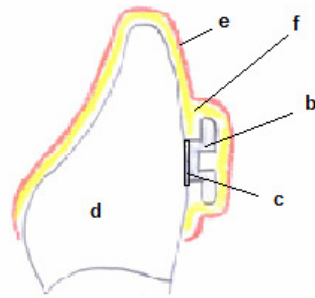


Figura 4.1 – Esquema da seção da moldeira de transferência de acordo com a Técnica de Thomas (d- dente, e- camada exterior da moldeira, f- camada interior da moldeira, b- bracket, c- base individualizada em compósito).

4.1 ADESÃO AO ESMALTE

A adesão das resinas compostas ao esmalte é obtida de forma mecânica, através da desmineralização dos prismas de esmalte, a qual permite obter uma superfície micro-rugosa, com consequente aumento da energia de superfície. A penetração do sistema adesivo nestas irregularidades e a sua posterior polimerização, vai assim permitir a retenção mecânica entre dente e adesivo (Perdigão and Ritter 2001). A desmineralização da superfície de esmalte é obtida através da aplicação de ácidos ou de *primers* acídicos, embora tenha sido igualmente equacionada a possibilidade de utilização de um jacto de óxido de alumínio a uma pressão elevada. Contudo, a utilização de ácido fosfórico permite a obtenção de interdigitações do adesivo, mais profundas do que com a utilização de SEPs (adesivos auto mordentes) ou da utilização de jactos de óxido de alumínio (Kumar, Sundari et al. 2011). Estes autores compararam a utilização de ácido fosfórico a 37% seguido da aplicação do adesivo Transbond XT *Primer*, com a utilização de Transbond Plus - um SEP- obtendo com este último uma menor profundidade das interdigitações (53,9 micrómetros vs 40,5) mas com uma menor variabilidade na profundidade das interdigitações.

Em relação à utilização de ácido fosfórico para a adesão de *brackets*, devido à necessidade de desmineralização de uma extensa superfície em diversas peças dentárias, é difícil manter constante o tempo de aplicação do ácido sobre a superfície dentária, todavia variações na concentração de ácido fosfórico entre 15 e 37 %, ou variações de tempo de aplicação entre 15 e 60 segundos, parecem não se reflectir em alterações significativas na sobrevivência de *brackets* (Kinch, Taylor et al. 1988; Sadowsky, Retief et al. 1990; Barry 1995).

4.2 **ADESÃO A RESINAS COMPOSTAS**

Na técnica de Thomas, a adesão da base de compósito previamente polimerizado ao dente, implica a necessidade de estabelecer uma interface que num dos lados é semelhante à criada durante o processo de reparação de restaurações em compósito, mas que apresenta relativamente a esta, algumas particularidades. Na técnica de Thomas modificada, com a utilização de compósito fotopolimerizável, numa primeira fase, o compósito que se encontra na parte mais periférica da base do *bracket*, encontra-se com um grau de polimerização superior do que o compósito presente na parte mais central do *bracket*, uma vez que este está colocado sobre o modelo de trabalho (Portugal 2008). Por outro lado, após esta primeira fotopolimerização, é feita uma imersão em água de todo o sistema – modelo, moldeira de transferência e *brackets* – para dissolução do isolante, o que vai permitir a remoção da moldeira de transferência com os *brackets*. A base individualizada de compósito é lavada e submetida à exposição directa da radiação luminosa para uma segunda fase de fotopolimerização, agora na presença de oxigénio. Em seguida, e até à montagem do *bracket* em boca, estará sujeita a um processo de envelhecimento, em ambiente seco e na presença de ar, o que contrasta com a situação de reparação de compósitos.

A literatura reporta diversos estudos sobre reparação de restaurações em compósito, nos quais os autores avaliam a influência de diferentes factores sobre a qualidade da interface criada durante este procedimento (Fawzy, El-Askary et al. 2008). Tem sido estudada a influência do tipo de compósito utilizado, do tempo de envelhecimento, na maioria dos casos, em ambiente húmido, bem como do método de tratamento mecânico e químico da superfície

de compósito. (Ozcan, Barbosa et al. 2007; Rodrigues, Ferracane et al. 2009). Os resultados obtidos são de tal maneira satisfatórios que, embora as vantagens clínicas da reparação de compósitos não estejam ainda suficientemente documentadas (Sharif, Catleugh et al. 2009), o ensino da reparação deste tipo de restaurações é abordado nos *curricula* do ensino pré graduado de diversas faculdades na União Europeia (Blum, Schriever et al. 2003) e Estados Unidos da América (Lynch, Blum et al. 2012).

4.2.1 Influência do tempo de envelhecimento

O tempo que medeia entre a polimerização das resinas compostas e a adesão de uma nova camada, pode ser mínimo – como acontece na utilização da técnica incremental, em dentisteria – ou pode haver um intervalo de tempo variável até à adesão de uma nova camada. Da mesma forma, desde a adesão de uma nova camada, até à realização dos testes de resistência adesiva pode verificar-se um segundo tempo de envelhecimento, que afecta não só a resina composta inicial, como a interface adesiva e a nova resina.

Efeito de inibição da polimerização pelo oxigénio

Quando a polimerização da camada superficial do substracto é executada com exposição ao ar ambiente, o grau de conversão da resina é inferior ao que seria obtido sem exposição ao ar (Franz, König et al. 2009), pelo que a presença de grupos hidroxil não reagidos na camada superficial vai permitir a adesão química à matriz da nova resina.

El-Askary, em 2009, estudou a reparação imediata de compósito híbrido polimerizado na presença de ar, ou na sua ausência, usando como grupo de controlo, a resistência coesiva do compósito à tensão. Verificou que, quando a superfície do compósito tinha sido polimerizada na presença de oxigénio a colocação imediata de material sobre o anterior conduzia a fracturas do tipo coesivo, sem diferenças em relação ao grupo de controlo. Quando a superfície do compósito tinha sido fotopolimerizada contra uma tira de poliéster, de maneira a inibir o contacto com o oxigénio, a colocação incremental de compósito, com ou sem a utilização de adesivo, levou a valores mais baixos de adesão do que o grupo controlo. Quando o compósito tinha sido polimerizado na ausência de oxigénio, o tratamento mecânico ou químico eram meios

eficazes de aumentar os valores de adesão ao corte. Já na presença de oxigénio, os valores não eram estatisticamente diferentes do grupo controlo, independentemente do método de reparação (El-Askary, Fawzy et al. 2009).

No entanto, a literatura apresenta resultados contraditórios sobre o tema. Papachini e col (2007), não encontraram diferenças em termos de adesão quando o substracto foi polimerizado contra uma película de acetato ou na presença de ar (Papacchini, Dall'Oca et al. 2007) e Shawkat e col (2009) demonstraram que a polimerização de compósito na ausência de oxigénio (num meio de azoto) não apresentava uma camada de inibição, no entanto os valores de adesão eram semelhantes aos obtidos quando a polimerização era feita ao ar ambiente (Shawkat, Shortall et al. 2009).

Envelhecimento da reparação

A presença dentro do meio bucal leva os materiais de reparação a serem sujeitos à presença de líquidos e à exposição a variações de temperatura. A respiração, a humidade e a temperatura do ar podem alterar as condições a que os adesivos são sujeitos durante a sua aplicação. Embora estas variações sejam erráticas, é importante que os materiais adesivos sejam sujeitos a testes que simulem variações térmicas, sobretudo quando se tratam de adesivos utilizados com *brackets*, cujo coeficiente de expansão térmica e condutibilidade térmica são elevados (Daub, Berzins et al. 2006).

A absorção de água por parte de um compósito, leva ao amolecimento da matriz, à formação de microfissuras, degradação da resina e separação da interface entre a resina e a carga (Rodrigues, Ferracane et al. 2009).

A termociclagem é um dos métodos utilizados para mimetizar o meio bucal, acelerando laboratorialmente o envelhecimento de um compósito através da microinfiltração e da degradação hidrolítica que induz e que pode afectar de maneiras diferentes o compósito ou os adesivos utilizados na reparação de compósitos e na adesão ao esmalte. Os resultados podem ainda ser afectados tanto pelos compósitos, como pelas interfaces adesivas utilizadas. (Tezvergill, Lassila et al. 2003; Papacchini, Toledano et al. 2007).

Está demonstrado na literatura que a termociclagem nem sempre modifica os valores de adesão, quando comparada com a imersão em água dos espécimes. Tezvergill (2003) não encontrou diferenças entre os valores de resistência adesiva obtida quando uma restauração em compósito, reparada

com os adesivos Compoconnect, Clearfill ou Scotchbond Multipurpose Adhesive, era imersa em água por 48h ou, durante 24 horas seguidas de 6000 ciclos de termociclagem.

Papachini (2007) em compósito envelhecido durante um mês, não encontrou diferenças entre as reparações imersas durante 24 horas ou sujeitas a 5000 ciclos de termociclagem, no caso do adesivo ser um compósito fluido hidrofóbico, o mesmo não se passando para um adesivo hidrofílico, que embora apresentando a mesma resistência à tracção, apresentou maior grau de infiltração. Já as reparações do compósito com recurso a um silano apresentaram uma diminuição significativa dos valores de resistência adesiva com a termociclagem.

Em estudos envolvendo *brackets*, Daubd, em 2006, encontrou uma diminuição das forças de adesão nos *brackets* cimentados directamente com o compósito Transbond XT, depois de 500 ciclos de termociclagem. Já nos *brackets* cimentados indirectamente, encontrou uma diminuição das forças de adesão quando a interface era o adesivo fotopolimerizável Enlight LV, enquanto que, com a utilização do sistema Sondhi, a redução das forças de adesão era mínima (Daub, Berzins et al. 2006).

4.2.2 Influência do método de condicionamento da superfície

O tratamento da superfície do compósito envelhecido tem sido preconizado como forma de remoção de contaminantes e de aumentar a adesão a uma nova camada de compósito, podendo ser efectuado por diferentes estratégias, não se podendo identificar a obtenção dos melhores resultados em termos de reparação com uma única estratégia:

Tratamento mecânico da superfície

O tratamento mecânico da superfície, para além da remoção de contaminantes, permite aumentar a microrrugosidade e a área de superfície do compósito.

A remoção da camada superficial do compósito polimerizado, parece facilitar a adesão do compósito recente por promover a remoção de pigmentos e contaminantes presentes sobre a camada superficial (Jardim 1998).

Grande parte dos estudos que comparam os vários métodos de tratamento de superfície aponta para a utilização de jacto de óxido de alumínio conjuntamente com a utilização de diversos adesivos, como o método mais eficaz para obtenção de valores de adesão semelhantes ao substrato (Oztas, Alacam et al. 2003; Cavalcanti, Mitsui et al. 2007; Papacchini, Dall'Oca et al. 2007).

No entanto, existem autores que sugerem outros métodos, designadamente a utilização de instrumentos rotativos, como sendo igualmente ou mais eficazes do que a utilização do jacto de óxido de alumínio.

Jardim em 1998 obteve valores de adesão semelhantes aos obtidos com o jacto de óxido de alumínio, com a utilização de uma pedra verde, questionando a utilização de jacto de óxido de alumínio, pelo facto da sua utilização, sobretudo com compósitos de micropartículas, com tempos de exposição variáveis e utilização de diferentes pressões, poder conduzir à presença de cavitações no compósito (Jardim 1998).

Bonstein (2005) obteve melhores resultados, em termos de adesão, com a preparação da superfície com uma broca de diamante, em comparação com a utilização de jacto de óxido de alumínio ou de um silano (Bonstein, Garlapo et al. 2005).

Yesilyurt (2009), num estudo da reparação de compósitos nanoparticulados com diferentes métodos, concluiu que a preparação mecânica da superfície com uma broca de diamante aparece como método de preparação ideal (19,3 MPa), seguido da utilização de jacto de óxido de alumínio (18,7 MPa), jacto de bicarbonato de sódio (17,4 MPa), ácido fluorídrico (15,2 MPa). A utilização de ácido fosfórico (8,8 MPa) conduziu a valores mais baixos do que a ausência de tratamento da superfície (9,2 Mpa)(Yesilyurt, Kusgoz et al. 2009).

Condicionamento com Ácido Fosfórico

Alguns autores preconizam a utilização de ácido fosfórico (H_3PO_4) nos procedimentos de adesão ao compósito, como elemento de limpeza, após a preparação mecânica do substrato, com broca ou com jacto de óxido de alumínio (Cavalcanti, Mitsui et al. 2007; Papacchini, Dall'Oca et al. 2007; El-Askary, Fawzy et al. 2009). A sua utilização isolada, como preparação do substrato, foi estudada, entre outros, por Bonstein, Garlapo et al. 2005;

Ozcan, Alander et al. 2005; El-Askary, Fawzy et al. 2009; Yesilyurt, Kusgoz et al. 2009; Loomans, Cardoso et al. 2011 .

Loomans e col., em 2011, estudaram diversos métodos de preparação da superfície de cinco tipos de compósitos, envelhecidos por termociclagem, seguida da aplicação de um silano e de um adesivo para a adesão de novo compósito. A utilização de ácido fosfórico a 37%, como preparação do substrato envelhecido, originou valores de adesão de 90% em relação à força coesiva do substrato, superiores à asperização por broca diamantada (86%), mas inferiores aos 99% obtidos com utilização de um jacto de óxido de alumínio (Loomans, Cardoso et al. 2011). No entanto, os resultados são dependentes do substrato. Assim, quando o substrato foi o compósito nanohíbrido Filtek Supreme XT™, os resultados obtidos em termos de adesão, com a preparação da superfície com ácido fosfórico a 37% durante 20 segundos, foram estatisticamente superiores aos obtidos com a utilização de um jacto de óxido de alumínio ou à asperização da superfície com uma broca diamantada.

Yesilyurt e col (2009) estudaram vários métodos de preparação de uma superfície envelhecida do compósito fluido Filtek Supreme XT. O tratamento da superfície com a utilização de ácido fosfórico, seguida da aplicação de um adesivo obteve valores semelhantes aos obtidos na ausência de tratamento da superfície (8,8 MPa vs 9,2 MPa) e significativamente inferiores aos outros tratamentos de superfície (Yesilyurt, Kusgoz et al. 2009).

O condicionamento da superfície de reparação com ácido fosfórico e a posterior aplicação de um adesivo mostrou-se igualmente inferior a um processo de silanização em termos de valores de adesão (Ozcan, Barbosa et al. 2007).

A aplicação de ácido fosfórico, após a preparação da superfície por outros métodos, parece pois não influenciar os valores de adesão.

No estudo de El-Askary, em 2008, a utilização de ácido fosfórico, após a aplicação de um *primer* de silano, não influenciou os valores de adesão (Fawzy, El-Askary et al. 2008).

Cavalcanti e DeLima, em 2007, na reparação de compósitos após 24 horas de imersão em água, obtiveram valores de adesão ao substrato semelhantes ao do compósito, com a preparação do compósito por jacto de óxido de alumínio e a utilização de Clearfil SE Bond , com ou sem limpeza intermédia com ácido fosfórico (Cavalcanti, Mitsui et al. 2007).

Condicionamento com Ácido Fluorídrico

A utilização de ácido fluorídrico, como método de preparação da superfície de compósitos, foi estudada por diversos autores, em concentrações que variam entre os 3% e os 9,6% e com tempos de aplicação entre os 20 segundos e os 120 segundos (Ozcan, Alander et al. 2005; Papacchini, Dall'Oca et al. 2007; Rodrigues, Ferracane et al. 2009; Loomans, Cardoso et al. 2011). Os valores de adesão proporcionados são variáveis dependendo do substracto e dos materiais utilizados na reparação do compósito.

Rodrigues e col (2009), comparando diversos sistemas na reparação do compósito Filtek Z250TM – um compósito cuja formulação da matriz é semelhante ao Transbond XTTM – referem que a utilização do ácido fluorídrico levava a valores de adesão ao corte mais baixos, em relação ao jacto de óxido de alumínio ou à deposição de uma camada de sílica (Rodrigues, Ferracane et al. 2009).

Loomans (2011) obteve valores de adesão superiores aos demais métodos com a aplicação de ácido fluorídrico - 9,6% durante 120 segundos – seguida da aplicação de um silano e de um adesivo na reparação do Filtek Supreme XTTM e Photo Clearfil BrightTM. Já na reparação do Clearfil AP-XTM a aplicação durante 20 segundos é suficiente para proporcionar os melhores valores de adesão.

Silanização

A utilização de silanos está geralmente associada à utilização de adesivos, parecendo que a aplicação de silanos antes do adesivo leva a resultados de adesão superiores aos que se obtêm quando o silano se encontra misturado com o adesivo. Tezvergil e col., em 2003, na reparação do compósito Z250 (3M) obtiveram melhores resultados com a utilização de *Clearfil repair* (Kuraray), um sistema de três componentes com adesivos auto mordaçantes (*self etching primers* - SEP), dimetacrilatos, sílica coloidal e um silano, em relação à utilização de Compoconnect (Heraeus Kulzer) um *primer* com a combinação de um silano com um dimetacrilato. Este último *primer* conduziu aos mesmos valores de adesão do que a utilização do adesivo Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M), um adesivo sem carga à base de

Bisfenolglícildimetacrilato (Bis-GMA) e 2-hidroxiethylmetacrilato (HEMA) (Tezvergil, Lassila et al. 2003).

A silanização ou a utilização de jacto de óxido de alumínio, parece conferir resultados semelhantes, independentemente do adesivo utilizado (Rodrigues, Ferracane et al. 2009).

Utilização de adesivos

Os adesivos apresentam uma fluidez que lhes permite um molhamento mais fácil das superfícies. Talvez por isso, na maior parte das situações, a utilização de sistemas adesivos parece ser necessária, para obter valores de adesão aceitáveis na reparação de compósitos. A sua utilização, após a preparação mecânica da superfície do compósito, leva a valores clinicamente aceitáveis (Oztas, Alacam et al. 2003; Tezvergil, Lassila et al. 2003).

Tezvergil (2003) demonstrou que na reparação do compósito Z250 (3M Espe), a utilização apenas de Scotchbond Multipurpose Adhesive (3M Espe) após a preparação mecânica do compósito, levou a valores clinicamente aceitáveis (35,7 MPa) e superiores aos do grupo de controlo, em que não foi executado tratamento de superfície.

Oztas e col. (2003) estudaram a influência da utilização de um adesivo com carga (Optibond solo,Ormco) na reparação do compósito Herculite (Kerr), tendo obtido valores de adesão de 31,3 MPa, quando a superfície do compósito foi tratada com jacto de óxido de alumínio e de 13,5 MPa quando a superfície foi asperizada com lixa. Desta forma, demonstraram que a utilização de jacto de óxido de alumínio, seguido da aplicação de um adesivo, conduzia a valores aceitáveis em termos de união de compósito a compósito.

A substituição da utilização de um adesivo, por um compósito fluido, foi estudada por Papacchini (2007) tendo obtido melhores resultados em termos de valores de adesão e de microinfiltração.

O comportamento físico dos compósitos fluidos permitiu que estes fossem encarados como possíveis substitutos dos adesivos, na reparação de compósitos, já que a sua tensão superficial possibilita o molhamento do compósito a ser reparado.

Papacchini, em 2008, estudou a reparação do compósito Filtek Supreme XT™ após um mês de imersão numa solução salina a uma temperatura de

37°C. As superfícies a serem reparadas foram preparadas com jacto de óxido de alumínio, não tendo sido usada nenhuma interface no grupo de controlo. O grupo que utilizou compósitos fluidos (Filtek Supreme XT FlowTM) apresentou valores de adesão superiores aos do uso de adesivos e ambos apresentaram valores de adesão superiores aos do grupo de controlo. A utilização de adesivos levou a fracturas mistas – coesiva e adesiva – já a utilização de compósitos fluidos levava a falhas predominantemente do tipo coesivo (Papacchini, Radovic et al. 2008).

4.3 **ADESÃO AO BRACKET**

A maior parte das bases dos *brackets* não apresenta adesão química ao esmalte ou a resinas, pelo que foram contempladas soluções que possibilitaram e possibilitam uma retenção mecânica dos sistemas adesivos utilizados em ortodontia. As soluções para adesão à base do *bracket* dependem do material do *bracket*.

Brackets metálicos

Como referimos anteriormente, os primeiros *brackets* metálicos possuíam bases perfuradas para permitir a retenção, mas evoluíram rapidamente para sistemas mais retentivos, que permitem uma melhor união mecânica à resina utilizada.

Inicialmente, os *brackets* eram produzidos por fresagem o que possibilitava igualmente a fresagem das suas bases para obter desenhos retentivos. Contudo, a procura de *brackets* mais pequenos e mais estéticos levou à necessidade de utilização de ligas metálicas mais duras, tornando o processo de fresagem mais complicado e obrigando à produção de *brackets* através de métodos de fundição de moldes (MIM). Este processo de fundição, pela necessidade de remoção dos moldes, não permite a incorporação de desenhos muito retentivos.

Alguns fabricantes desenvolveram uma base rugosa através da aplicação de LASERs potentes, os quais derretem e evaporaram o metal da base, criando zonas retentivas. Este tipo de bases mostrou um comportamento

de resistência adesiva superior ao de um *bracket* com malha (Sorel, El Alam et al. 2002).

Actualmente, o método mais utilizado para obtenção de retenção em *brackets* metálicos, compreende a utilização de uma rede metálica que é soldada à base do *bracket*. A abertura da malha rede pode variar, podendo-se encontrar malhas com dimensões de 60 a 150 G (*gauge*). Há fabricantes que utilizam duas camadas de malha, no intuito de obter melhores valores de adesão.

No sentido de melhorar as propriedades retentivas das malhas de rede, os fabricantes de *brackets* recorreram igualmente a sistemas de microretenção através da aplicação de ácidos, da utilização de jacto de óxido de alumínio ou de processos de deposição de micro partículas de metal (Matasa 1992).

Em 2003, Sharma-Sayal estudou a adesão de seis tipos diferentes de *brackets* de incisivos centrais ao esmalte bovino, com a utilização do sistema adesivo Transbond XT. Os melhores resultados em termos de adesão por área, foram obtidos pelos *brackets* Speed (Strite Industries) – um *bracket* com uma base com rede de 60 gauge microjacteada, e pelos *brackets* Time (American Orthodontics) – um *bracket* totalmente maquinado, com ranhuras na base e microjacteado. Um segundo grupo, com valores de adesão intermédios, aproximadamente 30% mais baixos que os do primeiro grupo, constituído pelos *brackets*: (i) American Master (American Orthodontics) com uma base com uma rede de 80 gauge, (ii) Orthos Optimesh XRT (Ormco) com uma rede de 100 gauge e microdeposição de metal sobre a rede e (iii) Ovation Roth (Gac) com uma base constituída por duas camadas de rede, uma de 150 gauge e uma segunda de 80 gauge, seguida da microdeposição de metal. Os *brackets* que apresentaram o menor valor de adesão foram os Ni-Free (World ClassTechnology) um *bracket* fundido com uma base de rede de 100 gauge (Sharma-Sayal, Rossouw et al. 2003).

Brackets de cerâmica

No caso dos *brackets* de cerâmica, actualmente utiliza-se uma retenção mecânica, visto a silanização de bases – processo usado inicialmente – levar a forças de resistência adesiva demasiado elevadas, o que condicionava lesões no esmalte dentário aquando da descimentação.

5 Métodos de avaliação da resistência adesiva

São diversas as metodologias descritas na literatura para avaliar a qualidade da interface adesiva estabelecida entre os *brackets* e as superfícies dentárias.

Dentro dos testes laboratoriais, podem ser realizados testes de resistência adesiva, utilizando diferentes metodologias, e testes de microinfiltração (Portugal 2008). No entanto, em ortodontia, os testes que se têm utilizado mais frequentemente são os ensaios mecânicos a tensões de corte.

Para a correcta realização deste último teste, pressupõe-se a colagem do *bracket* em dentes extraídos livres de restaurações, cárie ou outro tipo de lesões. Por este motivo, são normalmente utilizados premolares humanos removidos por razões ortodónticas. Embora tenham sido descritas algumas pequenas variações da disposição prismática do esmalte, consoante o tipo de dente, não se têm verificado diferenças entre os primeiros e segundos premolares ou, entre os premolares da arcada superior e da inferior (Endo, Yoshino et al. 2007).

Por outro lado, devido à dificuldade de obtenção de um número suficiente de espécimes humanos, vários estudos têm recorrido ao uso de incisivos bovinos, geralmente permanentes, mas que podem igualmente ser decíduos (Oesterle and Shellhart 2008).

5.1 TESTES LABORATORIAIS DE RESISTÊNCIA ADESIVA

Os estudos de resistência adesiva laboratorial na área dentária recorrem a máquinas de testes mecânicos, sendo a mais comum a máquina de Testes Mecânicos Universal Instron (Instron Lta., Bucks, HP3SY, Inglaterra).

Os testes de avaliação de resistência adesiva ao corte, de *brackets* à estrutura dentária, são obtidos através da aplicação de forças tangenciais. Este tipo de tensões pode ser obtido através de um cinzél ou de uma ansa metálica adaptada ao *bracket*.

O ponto de aplicação da força no *bracket* determina o tipo de tensão desenvolvida e influencia os valores de resistência adesiva obtidos (Klocke and Kahl-Nieke 2005). A direcção da ansa, que representa o eixo da força exercida, deverá ser paralela à interface de união entre o *bracket* e o dente. Pequenos desvios resultam em alterações dos resultados, verificando-se um aumento dos valores de resistência ao corte quando o vector força se desloca em direcção à superfície de esmalte e uma diminuição destes valores quando se afasta da mesma (Klocke and Kahl-Nieke 2006).

Neste tipo de testes a força é geralmente aplicada com uma ansa apoiada no sulco existente por debaixo das asas do *bracket*, não se produzindo verdadeiras tensões de corte (Portugal 2008). Apesar da velocidade com que a ansa ou cunha é deslocada variar de estudo para estudo, variações entre 0,5 mm e 1,5mm/minuto parecem não influenciar os valores de resistência adesiva (Klocke and Kahl-Nieke 2005). Na literatura, as velocidades de 0,5 mm ou 1 mm são as mais frequentemente referenciadas. No entanto, a utilização de velocidades mais elevadas parece também não influenciar os resultados. Yamaguchi em 2006 não encontrou diferenças dos valores de adesão ao esmalte obtidos num estudo em que compararam velocidades de 0,5, 1, 5 e 10 mm/minuto para a aplicação das tensões de corte (Yamaguchi, Miyazaki et al. 2006). No entanto, o mesmo não parece acontecer na adesão à dentina de dentes bovinos. Hara (2001) referiu valores de adesão inferiores para velocidades de 0,5 e 0,75 mm/minuto em relação a velocidades de 1mm e 5 mm/minuto, na adesão à dentina de dentes bovinos (Hara, Pimenta et al. 2001).

No entanto, com o objectivo de padronizar os procedimentos laboratoriais, a velocidade de corte para estudos de adesão à estrutura dentária deveria ser ajustada para 1mm por minuto, de acordo com a norma ISO/TR 11405 (ISO 1994).

5.2 **ENSAIOS CLÍNICOS**

Apesar da sua importância, os resultados laboratoriais não se traduzem necessariamente na validação clínica de uma técnica, havendo por isso a necessidade da realização de estudos clínicos. Os primeiros sistemas de adesão indirecta descritos na literatura mostravam um desempenho clínico pouco satisfatório, com 2% de *brackets* descimentados na adesão directa,

contra 13% para a técnica indirecta, durante os primeiros seis meses (Zachrisson and Brobakken 1978). No entanto, com as técnicas indirectas actualmente utilizadas, a taxa de sucesso dos *brackets* cimentados tem aumentado. Em trabalhos mais recentes são referidas taxas de descimentação de *brackets* entre 1,4% e 2,9% (Miles and Weyant 2003; Miles and Weyant 2005).

Num estudo clínico comparativo entre a adesão directa e indirecta, usando adesivos autopolimerizáveis, Aguirre e col (1982) não observaram uma diferença estatisticamente significativa na sobrevida de *brackets* ao longo dos três primeiros meses, com 5,3% de falha para a técnica directa contra 4,5% registado para a técnica indirecta (Aguirre, King et al. 1982).

Com a introdução dos adesivos fotopolimerizáveis, apareceram variantes da técnica de Thomas utilizando compósitos fotopolimerizáveis em combinação com resinas adesivas sem carga para adesão ao esmalte, observando-se percentagens de descimentação de 6.4% para a técnica indirecta ao longo dos primeiros 6 meses (Read and O'Brien 1990). Estes valores parecem ser semelhantes aos obtidos em estudos clínicos de adesão para a técnica directa, tanto com adesivos autopolimerizáveis (6%), como com fotopolimerizáveis (4.7%) (O'Brian 1989).

Recentemente, num estudo clínico sobre a adesão indirecta, comparando um adesivo *no-mix* (Sondhi, 3M/Unitek) com um adesivo fotopolimerizável (Maximum Cure, Reliance), quarenta pacientes foram seguidos durante seis meses, tendo a percentagem de descimentação sido sete vezes inferior no grupo do Maximum Cure, 1.4% de falhas, em comparação com 9.9% para o grupo Sondhi (Miles and Weyant 2003).

5.2.1 Justificação do trabalho

Apesar da crescente intenção de utilização da técnica indirecta por parte dos futuros ortodontistas (Noble, Hechter et al. 2009), são poucos os estudos clínicos disponíveis na literatura, o que reflecte, em parte, a pouca expressão do recurso à técnica indirecta, por parte da maioria dos clínicos. Por outro lado, a falta de literatura, não encoraja ao uso desta técnica, com excepção do posicionamento de *brackets* na técnica lingual.

A técnica indirecta tem sido estudada apenas com a finalidade de comparação entre sistemas adesivos ou em oposição ao método directo, não se encontrando estudos que analisem os vários factores susceptíveis de influenciar, tanto as forças de adesão, como o posicionamento dos *brackets*, como sejam os materiais envolvidos na obtenção dos modelos de trabalho, ou o tipo de moldeiras de transferência.

É reconhecido que a obtenção de modelos de trabalho é um passo fundamental na técnica indirecta. Geralmente, nos trabalhos publicados sobre a técnica indirecta, são realizadas impressões em alginato para obtenção dos modelos de trabalho. No entanto, os laboratórios que se dedicam à técnica indirecta pedem muitas vezes para os moldes serem obtidos em elastómero. Apesar da insistência dos protésicos, não se encontram publicados estudos que comparem a vantagem da utilização do elastómero *versus* alginato, em termos de valores de adesão.

Por outro lado, o recurso a laboratórios para a construção de moldeiras de transferência para a técnica indirecta, pressupõe um tempo de intervalo entre a confecção das moldeiras pelo laboratório e a adesão dos *brackets* aos dentes pelo clínico, sendo escassos os trabalhos de natureza laboratorial que analisem o efeito do envelhecimento da base individualizada de compósito na técnica indirecta.

O recurso a adesivos autopolimerizáveis nas técnicas indirecta obviou a necessidade de construção de moldeiras transparentes e da presença de uma lâmpada de fotopolimerização capaz de atravessar as várias camadas, contudo tem a limitação de condicionar o tempo de trabalho. No entanto, o aparecimento de lâmpadas de polimerização mais potentes permitiu ultrapassar este factor e

viabilizou a utilização de adesivos fotopolimerizáveis. Contudo, são poucos os estudos laboratoriais sobre a utilização de adesivos fotopolimerizáveis na técnica indirecta. Os estudos clínicos sobre a utilização destes adesivos na técnica indirecta e estudos clínicos em desenho de quadrantes diagonalmente opostos, que comparem um método directo com um método indirecto são escassos na literatura científica (Thiyagarajah, Spary et al. 2006).

Desta forma, com o presente trabalho, propomo-nos estudar a técnica indirecta, em diferentes perspectivas. Para tal, foram conduzidos dois estudos laboratoriais e um ensaio clínico.

Estudos Laboratoriais: **(I)** Adesão indirecta de *brackets* ortodônticos a dentes bovinos - influência dos materiais utilizados para a obtenção dos modelos de trabalho, das técnicas de transferência e do sistema adesivo; **(II)** Adesão de *brackets* ortodônticos ao esmalte humano utilizando a técnica directa e indirecta - efeito do sistema adesivo e do envelhecimento da base de compósito e, Ensaio clínico: Estudo clínico comparativo da adesão de *brackets* ortodônticos pelas técnicas directa e indirecta, os quais abordamos de seguida.

6 ADESÃO INDIRECTA DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS A DENTES BOVINOS - INFLUÊNCIA DOS MATERIAIS UTILIZADOS PARA A OBTENÇÃO DOS MODELOS DE TRABALHO, DAS TÉCNICAS DE TRANSFERÊNCIA E DO SISTEMA ADESIVO

6.1 INTRODUÇÃO

Na técnica indirecta, a adesão dos *brackets* que utilizam bases individualizadas de compósito compreende três interfaces adesivas: *bracket*/compósito, compósito/adesivo, adesivo/esmalte.

Apesar de existirem estudos laboratoriais em que são comparados diferentes adesivos para a técnica indirecta, apenas alguns destes fazem a comparação com a técnica directa (Klocke, Shi et al. 2003; Polat, Karaman et al. 2004; Daub, Berzins et al. 2006; Linn, Berzins et al. 2006) e apenas os estudos de Polat (2004), Daub (2006) e Berzins (2006) utilizam moldeiras de transferência envolvendo mais do que um dente, o que constitui uma limitação importante ao estudo da técnica indirecta. Destes trabalhos, dois utilizam grupos de cinco dentes montados em linha e apenas um utiliza dentes montados em arcada (Polat, Karaman et al. 2004). Em todos os estudos antes mencionados, é utilizado apenas um tipo de moldeira de transferência.

Nos estudos de adesão indirecta, é imprescindível a utilização de grupos de dentes ou arcadas de dentes, pois o deslizamento da base do *bracket* ao longo da superfície do dente, durante a inserção da moldeira de transferência é um processo completamente diferente da colocação do *bracket* de uma forma perpendicular à superfície, como acontece na técnica directa. Este facto poderá ter como consequência a expulsão do sistema adesivo ou a incorporação de bolhas de ar na interface adesiva, que poderá conduzir a uma alteração dos valores de resistência adesiva (Hocevar and Vincent 1988).

A construção de arcadas dentárias em laboratório, para além de ser um processo tecnicamente elaborado, exige um número elevado de dentes. O recurso a dentes bovinos pode constituir uma alternativa para obviar a dificuldade de obtenção de um tão elevado número de dentes humanos. Este

procedimento, em estudos de adesão de *brackets* ao esmalte, encontra-se frequentemente descrito na literatura (Cozza, Martucci et al. 2006; Valletta, Prisco et al. 2007; Oesterle and Shellhart 2008).

No entanto, encontram-se resultados contraditórios na literatura em relação aos valores de adesão obtidos com o esmalte bovino, havendo autores que apontam para resultados semelhantes aos da adesão ao esmalte humano (Fowler, Swartz et al. 1992), enquanto outros referem que a adesão ao esmalte bovino apresenta valores 21 a 44 % inferiores aos obtidos com esmalte humano (Oesterle, Shellhart et al. 1998; Saleh and Taymour 2003). Apesar disto, foi descrita a validade da sua utilização em estudos comparativos de adesão ao esmalte (Saleh and Taymour 2003).

Após remoção, os dentes são geralmente mantidos numa solução de cloramina a 0,5%, tendo sido demonstrado que alterações da concentração de cloramina entre 1 e 10 %, bem como o uso de soluções isotónicas, não afectam os valores de adesão de dentes bovinos (Jaffer, Oesterle et al. 2009).

Uma vez que os dentes bovinos se encontrarem inseridos em tecido fibroso, o processo que conduz à sua remoção não lesiona o esmalte, como acontece muitas vezes com a utilização de fórceps na extracção dos dentes humanos.

A escolha de dentes bovinos decíduos, em detrimento de permanentes, é determinada pelo facto da superfície de esmalte dos dentes bovinos decíduos ser menos acidentada e das coroas apresentarem um tamanho mais aproximado dos incisivos humanos, o que facilita a construção laboratorial de arcadas dentárias. Os valores de adesão de *brackets* ao esmalte de dentes bovinos decíduos têm-se revelado mais elevados do que os obtidos com *brackets* aderidos ao esmalte de dentes bovinos permanentes (Oesterle, Shellhart et al. 1998).

6.1.1 Técnicas de transferência

O processo de transferência dos *brackets*, dos modelos de trabalho para as arcadas dentárias, sofreu uma considerável evolução ao longo do tempo, reflectindo o aparecimento de novos materiais, como compósitos e adesivos

fotopolimerizáveis, lâmpadas cada vez mais potentes, polímeros termoplásticos e o desenvolvimento de elastómeros translúcidos.

Em termos de transferência de *brackets* na técnica indirecta, existem duas situações distintas, uma na qual o *bracket* apresenta uma base individualizada em compósito e descrita pela primeira vez por Thomas (1979) e outra sem essa base individualizada.

As moldeiras de transferência podem dividir-se em abertas ou fechadas. Nas primeiras, o operador tem acesso à margem dos *brackets* e nas segundas o *bracket* está envolvido pelo material de transferência, não havendo a possibilidade de controlar as margens do *bracket* e, conseqüentemente, não se conseguem controlar os excessos de compósito ou adesivo que aí se possam formar.

Os métodos de transferência com moldeiras de transferência fechadas classificam-se de acordo com o tipo de material utilizado para a sua construção: utilização de elastómeros, translúcidos ou não, utilização de polímeros termoplásticos, utilização de moldeiras de transferência constituídas por duas camadas de polímeros termoplásticos, uma interna mais flexível e outra externa mais rígida.

Sobretudo para a técnica lingual, foram desenvolvidas técnicas que permitem a elaboração de moldeiras sobre *setups* de arcadas dentárias.

Inicialmente, as moldeiras de transferência para a técnica indirecta eram confeccionadas com rolos de silicone que incorporavam os *brackets* e permitiam o seu reposicionamento nas arcadas dentárias, sendo executadas com o recurso a um *light body* e um *heavy body* (Scholz and Swartz 1982) ou apenas a um *putty* (Scholz 1983). O volume destas moldeiras de transferência e a sua opacidade constituíam um problema, tornando difícil a verificação da sua correcta colocação. No entanto, o facto do elastómero envolver as asas do *bracket* impedia o aparecimento de excessos de compósito em áreas críticas, o que constituía uma vantagem.

O uso de moldeiras de transferência constituídas por placas de polímeros flexíveis tem sido frequentemente descrito na literatura ortodôntica (Thomas 1979; Cooper and Sorenson 1993; Hickham 1993; Sondhi 1999). Em 1979, Thomas, descreve a utilização de uma moldeira de transferência termoplástica, composta por duas camadas, uma interna mais flexível e uma externa com maior rigidez estrutural. Este tipo de moldeira de transferência

preenche as ranhuras dos *brackets*, pelo que geralmente não apresentam problemas de excessos. Contudo, podem levar a uma retenção excessiva nos ganchos dos *brackets*, que necessitam de ser protegidos com um elastómero (Thomas 1979) ou com resinas flexíveis (Sondhi 1999), de maneira a evitar a acumulação de tensões e a consequente descimentação do *bracket* durante a remoção da moldeira de transferência. A vantagem destas moldeiras reside no facto da sua translucidez permitir o uso de adesivos fotopolimerizáveis.

A espessura das folhas de polímeros utilizadas para constituição destas moldeiras de transferência, varia igualmente de autor para autor. Cooper e Sorenson, em 1993, aconselhavam a colocação de uma camada interna de 2mm de Bioplast, separação por silicone e a colocação de uma camada externa, mais rígida, de 1,5mm de acrílico (Cooper and Sorenson 1993). Hickam, em 1993, aconselhava uma primeira camada interna de Bioplast de 1mm, isolamento com silicone e a colocação de uma camada externa de Biocryl de 2mm (Hickham 1993). Sondhi, em 1999, aconselhava a colocação de uma camada interna de 2 mm de Bioplast e de uma camada externa rígida, constituída por uma folha de 0,5 mm de Duran (Sondhi 1999).

O aparecimento de elastómeros transparentes (Memosil, Heraus-Kulzer) permitiu o uso de adesivos fotopolimerizáveis na técnica indirecta, com moldeiras de transferência em elastómero. No entanto, os problemas relacionados com este material prendem-se com o seu elevado custo e com a difícil manuseabilidade, por ser viscoso e facilmente aderente aos dedos.

Uma alternativa aos elastómeros translúcidos é o uso de adesivos térmicos translúcidos, tais como os polímeros de vinil acetato de etileno, uma substância não carcinogénica, não tóxica e dimensionalmente estável, aprovada pela FDA (Food and Drug Administration, USA), usada isoladamente (White 1999; White 2001). Devido à sua resistência, alguns autores preconizaram o prévio envolvimento dos *brackets* com um elastómero fluido, seguido do uso da cola térmica para constituição da moldeira de transferência (Fortini, Giuntoli et al. 2007).

No sentido de permitir a utilização de adesivos fotopolimerizáveis e a remoção de excessos, foram utilizadas moldeiras de transferência abertas, nas quais a fixação dos *brackets* a uma base oclusal de resina é obtida com guias que vêm incorporadas no *bracket* (Reichheld, Ritucci et al. 1990) ou com arames guia, adaptados à ranhura do mesmo (Myrberg and Warner 1982;

Kasrovi, Timmins et al. 1997). No entanto, a complexidade da técnica de construção das moldeiras, sobretudo com a utilização de arames guias, constituía um óbice ao seu uso generalizado. Para além destes factores, a fixação dos *brackets* aos arames guias da moldeira levava a alguma instabilidade destes (Hong, Kim et al. 2000).

Uma outra alternativa consiste na elaboração de moldeiras de transferência individuais para cada dente, necessárias sempre que a colocação dos *brackets* seja feita sobre *set-ups* da dentição. Neste tipo de moldeiras de transferência, pode efectuar-se o envolvimento das asas e ranhuras do *bracket* com um elastómero, seguido da construção de uma pequena moldeira de transferência unitária feita em acrílico. Graças ao seu diminuto tamanho, as moldeiras unitárias permitem a utilização de adesivos fotopolimerizáveis (Kim 2000); no entanto, apresentam como um dos problemas associados ao seu uso, a incapacidade de se poderem usar novamente, caso se verifique algum descolamento (Echarri and Kim 2004).

Foram também descritas moldeiras de transferência dupla para serem executadas com *set-ups* dentários. Nestas, constrói-se um *set-up* sobre uma cópia do modelo de trabalho, preparando-se uma moldeira de transferência individual em acrílico, para cada dente; estas moldeiras individuais são posteriormente posicionadas sobre o modelo de trabalho e unidas por um elastómero (Echarri and Kim 2004).

A Ormco, no sistema Insígnia (Ormco, EUA), desenvolveu um sistema semelhante ao anteriormente descrito, no qual as moldeiras de transferência individuais executadas num acrílico vêm unidas pelo mesmo material, permitindo a sua separação ou a utilização como uma moldeira contendo todos os *brackets* da arcada.

No entanto, todas estas técnicas de transferência levam a uma inserção da base dos *brackets* tangencial às superfícies dentárias, com eventual incorporação de bolhas de ar ou expulsão do material de adesão e, uma consequente diminuição dos valores de adesão, como já referido anteriormente. Uma das formas de ultrapassar este facto passa pelo selamento das bolhas de ar da margem da base do *bracket* com um adesivo, o que parece conduzir a valores de adesão idênticos aos obtidos com a técnica directa ou com a técnica indirecta, na ausência das referidas bolhas (Hocevar and Vincent 1988).

Para ultrapassar o problema da inserção tangencial, foi desenvolvido o Aptus Bonding Device, uma moldeira de transferência mecânica, que transporta os *brackets* do modelo de trabalho, posicionando-os sobre o esmalte dentário, de uma maneira perpendicular a este, à semelhança do que acontece na técnica directa e com controlo da pressão utilizada sobre os *brackets*. O Aptus Bonding Device apresentou uma excelente reproductibilidade em termos de posição dos *brackets* sobre os modelos de trabalho e sobre os dentes, tendo-se obtido valores de adesão ao corte mais elevados para a técnica indirecta do que para a directa (Wendl, Droschl et al. 2008).

6.1.2 Sistemas adesivos

As primeiras tentativas de adesão de *brackets* ao esmalte dentário pela técnica indirecta envolveram as mesmas resinas autopolimerizáveis, que eram usadas na técnica directa, baseadas no bis-GMA, sendo o Concise (3M, EUA) o material mais utilizado. A espatulação da resina, a sua colocação numa seringa e aplicação sobre a base dos *brackets*, em tempo útil para o posicionamento das moldeiras sobre as arcadas, levava à presença de excessos de compósito e representava um tempo de trabalho demasiado curto (Milne, Andreasen et al. 1989).

Com a utilização de moldeiras de transferência em elastómero, o problema dos excessos ficou atenuado, uma vez que estas envolvem completamente o *bracket* e a face vestibular do dente, espalhando os excessos ao longo de uma grande superfície e impedindo a sua concentração na margem do *bracket* ou por debaixo das asas do mesmo. Por outro lado, se o condicionamento da superfície do dente for feito apenas na zona de adesão do *bracket*, os excessos apresentam baixos valores de adesão ao dente, tornando mais fácil a sua remoção (Myrberg and Warner 1982).

Uma das soluções encontradas para ultrapassar o problema do tempo de trabalho diminuto foi a utilização de compósitos *no-mix*, resinas autopolimerizáveis onde a pasta com o iniciador é colocado sobre uma das faces e a pasta activador é colocada sobre a outra. Devido à fluidez dos seus componentes, quando entram em contacto um com outro, dá-se a mistura.

Os compósitos *no-mix* resolveram o problema do tempo de trabalho, ficando por resolver o problema dos excessos de compósito (Fried and Newman 1983).

Sublinhe-se que os adesivos *no-mix* necessitam que ambas as superfícies – *bracket* e dente – estejam o mais próximo possível, de maneira a garantir uma polimerização eficaz. Sistemas *no-mix*, como o System 1 (Ormco, EUA) apresentam valores baixos de adesão para distâncias superiores a 0,2 mm (Jost-Brinkmann, Schiffer et al. 1992). Este aspecto pode ser problemático na técnica indirecta, onde a espessura de compósito entre o dente e o *bracket* depende das técnicas de transferência.

Com a introdução de bases individualizadas de compósito, na técnica indirecta, a distância entre o dente e a base do *bracket* tornou-se menor, sendo necessário apenas uma fina camada de adesivo para permitir a cimentação do *bracket* ao dente. Os sistemas *no-mix* voltaram assim a ter interesse para a técnica indirecta, desta vez, não como compósitos mas como adesivos, tendo sido desenvolvidos adesivos *no-mix* específicos tais como o Custom IQ (Reliance, EUA) ou o Sondhi Rapid Set (3M Unitek, EUA).

As bases de compósito dos *brackets* inicialmente eram executadas com compósito auto ou termopolimerizável e, só mais tarde, com compósito fotopolimerizável (Sondhi 1999).

A utilização de compósitos termopolimerizáveis para as bases individualizadas de compósito foi estudada por Klocke e Shi em dentes bovinos. Os valores de adesão ao corte obtidos foram de 7,28 MPa para a utilização do adesivo autopolimerizável Max Cure (Reliance) e de 7,07 MPa com a utilização do adesivo *no-mix* Custom IQ (Reliance), significativamente inferiores aos sistemas que usaram bases autopolimerizáveis ou fotopolimerizáveis (14,99; 15,41; 13,88 MPa) (Klocke, Shi et al. 2003).

O aparecimento de lâmpadas de polimerização com potência suficiente para que a luz atravessasse moldeiras constituídas por polímeros translúcidos, possibilitou o recurso a adesivos fotopolimerizáveis na técnica indirecta (Read and Pearson 1998; Miles 2002). O tempo ideal para a polimerização nesta situação não se encontra suficientemente estudado, variando em função do grau de transparência da moldeira de transferência, do adesivo utilizado e da intensidade da fonte de luz (Kauppi and Combe 2003).

Sistema adesivo autopolimerizável Concise

O sistema Concise foi durante a década de 90 o compósito de referência para a adesão de *brackets*. No entanto, o número de estudos de adesão indirecta com Concise publicados nas principais revistas nessa época é limitado.

Shiau e col. (1993), usando dentes bovinos com a superfície asperizada e *brackets* Mini Mesh (Ormco) com a base individualizada de compósito Concise, preparadas com micro-abrasão, compararam a resistência adesiva obtida com o sistema adesivo Concise pela técnica directa e indirecta, não tendo sido reportadas diferenças entre as duas técnicas (11,7 MPa com a técnica directa vs. 11,8 MPa utilizando a técnica de Thomas) (Shiau, Rasmussen et al. 1993).

Sinha, em 1995, utilizando dentes bovinos, *brackets* da RMO e o sistema Concise, comparou a técnica directa com duas técnicas indirectas. Numa das técnicas indirectas usou bases individualizadas de compósito (técnica de Thomas) e a outra, sem base individualizadas de compósito. Nesta última, a adesão dos *brackets* aos modelos de trabalho foi executada com colas hidrosolúveis. Os resultados demonstraram que a técnica indirecta sem as bases individualizadas de compósito, resultava em valores inferiores de adesão (17,11 MPa) e numa maior quantidade de compósito residual sobre a face do dente. A técnica indirecta utilizando base individualizada de compósito, apresentou valores intermédios de adesão (20,81 MPa) e apresentou a menor quantidade de compósito residual. A técnica directa com Concise obteve valores de adesão de 23,29 MPa, estatisticamente superiores aos obtidos nas duas técnicas indirectas (Sinha, Nanda et al. 1995).

Sistema adesivo no-mix Shondhi

O sistema proposto por Sondhi (1999) para a técnica indirecta, combina a elaboração de bases individualizadas utilizando o compósito fotopolimerizável Transbond XT (3M Unitek, EUA), uma moldeira de transferência translúcida e um adesivo *no-mix* desenvolvido para a técnica indirecta, o Sondhi Rapid Set (3M Unitek, EUA).

Em estudos anteriores, o sistema adesivo Sondhi foi comparado, com dois outros sistemas, envolvendo ambos o adesivo *no-mix* Custom IQ (Reliance; EUA) (Klocke, Shi et al. 2003; Polat, Karaman et al. 2004).

Os resultados encontrados na literatura para o adesivo *no-mix* Custom IQ, com base individualizada de compósito termopolimerizado Therma Cure (Reliance, EUA), são contraditórios. Klocke (2003) encontrou valores de adesão de 7,07 MPa, significativamente inferiores ao do sistema Sondhi (14,99 MPa). Polat (2004), pelo contrário, encontrou valores de adesão ao corte significativamente mais elevados para o sistema Therma Cure/Custom-IQ (10,3MPa) quando comparados com os obtidos pelo sistema Sondhi (6,1 MPa). O primeiro estudo foi executado em esmalte bovino e o segundo em prémolares humanos, no entanto, a inversão de valores parece estar relacionada com a utilização de acetona, por Polat, para limpeza das bases de compósito (Klocke, Shi et al. 2003; Polat, Karaman et al. 2004).

Já quando o adesivo *no-mix* Custom IQ foi usado com base individualizada do compósito autopolimerizável Phase II (Reliance, EUA), os valores de adesão ao corte foram semelhantes aos do sistema Sondhi, (Klocke, Tadic et al. 2004).

Klocke, igualmente em 2004, estudou a força de adesão ao corte obtidas com dois sistemas adesivos (Phase II/Custom IQ, Sondhi) em três tempos distintos. Primeiro, ao fim do tempo indicado pelos fabricantes para a remoção da moldeira de transferência, aos 30 minutos e depois às 24 horas. O tempo recomendado pelo fabricante para a remoção da moldeira era de 2,5 minutos para o sistema Sondhi e 5 minutos para o sistema adesivo PhaseII/Custom IQ. Neste estudo, os autores não encontraram diferenças entre os valores de adesão obtidos por ambos os sistemas, quando as moldeiras foram removidas ao fim de 30 minutos ou de 24 horas. Contudo, quando foi utilizado o tempo de remoção da moldeira de transferência recomendado pelo fabricante, encontraram valores de adesão ao corte estatisticamente inferiores para o sistema PhaseII/Custom IQ (9,29 MPa) em comparação com os valores de adesão proporcionados pelo sistema Sondhi (14,18 MPa) (Klocke, Shi et al. 2004).

Os resultados do sistema adesivo Sondhi, quando comparados com os da técnica directa, são também contraditórios. Nalguns trabalhos, não parece haver diferenças significativas em termos de força de adesão ao corte (Klocke, Shi et al. 2003). Noutros, apresentam resultados significativamente inferiores aos da adesão directa (Polat, Karaman et al. 2004).

Para além da existência de resultados contraditórios, estes estudos não referenciam a execução de método de envelhecimento do sistema adesivo e, com excepção do estudo de Polat e col (2004), foram executados sobre dentes individualizados e não sobre arcadas dentárias.

Compósitos fluidos fotopolimerizáveis, como adesivos

Existem poucos estudos comparativos sobre a eficácia da utilização de compósitos fluidos, como interface adesiva na técnica indirecta, referenciada por Miles (2002) (Linn, Berzins et al. 2006; Thompson, Drummond et al. 2008).

Linn (2006) utilizando dentes humanos montados em arcada e moldeiras de transferência em Memosil, comparou a utilização do sistema adesivo Sondhi com a utilização do compósito fluido Enlight LV (Ormco, USA) para a adesão, primeiro ao modelo de trabalho e, posteriormente, conjuntamente com um adesivo fluido Orthosolo *Primer*, como sistema adesivo ao dente. Os resultados demonstraram não haver diferenças significativas das forças de adesão ao corte obtido com ambos os sistemas adesivos (Linn, Berzins et al. 2006).

A vantagem da utilização do compósito fluido Filtek Flow (3M Espe), como interface adesiva na técnica indirecta, foi estudada por Thompson (2008) em dentes bovinos. Na técnica seguida pelos autores, os *brackets* foram aplicados ao modelo de trabalho com Transbond APC (3M Unitek) e foi utilizada uma moldeira de transferência termoplástica. Foram utilizadas três métodos de preparação das bases individualizadas de compósito: (i) foi aplicada a resina fluida Orthosolo, (ii) foi feita a microabrasão com jacto de óxido de alumínio, seguida da aplicação da resina fluida Orthosolo e, (iii) foi apenas feita a microabrasão com jacto de óxido de alumínio e, um grupo sem preparação da base. Em metade da amostra foi aplicado igualmente o compósito Fluido Filtek Flow, resultando no estudo de um total de oito interfaces adesivas distintas.

De seguida, foi colocada uma camada de resina fluida fotopolimerizável Orthosolo (Ormco) sobre a superfície do esmalte, condicionada com ácido fosfórico.

Apesar do grupo, cuja preparação incluía o jacto de óxido de alumínio e a utilização do compósito fluido Filtek Flow, ter apresentado o valor médio mais elevado em termos de resistência adesiva ao corte, a análise estatística não mostrou vantagem de incluir o Filtek Flow na interface adesiva. Só a microabrasão da base de compósito se mostrou determinante em termos de

valores de adesão (Thompson, Drummond et al. 2008). Neste estudo, foram utilizadas moldeiras de transferência unitárias, com uma aproximação perpendicular das superfícies a serem cimentadas e resinas de diferentes fabricantes, podendo, ambos os factores ter afectado os resultados.

O Filtek Supreme XT Flowable veio substituir o Filtek Flow. A composição destes dois compósitos fluidos encontram-se na Tabela 6.1.

Tabela 6.1– Tabela comparativa dos constituintes do compósito Filtek Flow e do compósito Filtek Supreme XT Flowable. Valores em percentagem por peso.

Composição	Filtek Flow	Filtek Supreme XT Flowable
Cerâmica silanizada	52- 60 %	52- 60 %
Dimetacrilato substituído	15-25 %	---
BISGMA	5-10%	10-15 %
TEGMA	5-10%	10-15 %
Sílica silanizada	5-10%	3-11 %
Óxido de zircónio silanizado	---	3-11 %
BISEMA 6	---	1-5%
Polímero de dimetacrilato	< 5 %	1-5%
YbF3	< 5 %	---
Dióxido de titânio	< 0,05%	---

O Filtek Flow é um compósito restaurador à base de Bis-GMA e TEGDMA com aproximadamente 47% de volume de carga inorgânica composto por partículas de 0,01 a 6 microns (10 a 6000 nm) de diâmetro e activado por fotopolimerização.

O Filtek Supreme XT Flow é um compósito restaurador à base de Bis-GMA e TEGDMA com aproximadamente 57% de volume de carga inorgânica composto por nanopartículas entre 20 a 75 nm de diâmetro e activado por fotopolimerização. As nanopartículas encontram-se sob a forma de nanopartículas de sílica entre 20 a 75 nm de diâmetro e de agregados de nanopartículas (nanoclusters) de sílica, com um tamanho aproximado de 600 nm (0,6 micra), tratados com um agente de ligação à matriz funcional – o MPTS (3-metacrilpropiltrimetasilano). O tamanho das partículas e a sua elevada carga de superfície, impedem a sedimentação das mesmas dentro do compósito fluido. Na sua composição aparece ainda um polímero de dimetracrilado, que modifica a reologia do material, permitindo o aumento de fluidez com a aplicação de pressão (Mitra, Wu et al. 2003).

Tanto Linn (2006), como Thomson (2008), utilizaram uma resina sem carga como *primer* antes da aplicação do compósito fluído. A necessidade de utilização de um *primer* para a adesão ao esmalte foi apontada por Frankenberger (2002), num estudo das propriedades adesivas dos compósitos fluidos, concluindo que a não aplicação de um adesivo com a utilização de compósitos fluidos levava a valores mais baixos de adesão ao esmalte e à dentina, com excepção do compósito mais fluido Ultraseal XT Plus (Frankenberger, Lopes et al. 2002).

A utilização de compósitos fluidos não é indicada para a utilização em colagem directa em ortodontia pois apresentam baixos valores de adesão quando sujeitos a tensões de corte. Uysal em 2004 obteve valores de 17,10 MPa com o uso de Transbond XT e de 7,75 MPa com o uso de Filtek Flow, ambos com o uso de Transbond XT *Primer*, diferença estatisticamente significativa, não tendo registado diferenças entre os vários compósitos fluidos em estudo, Filtek Flow (3M), Flows-Rite (Pulpdent) e o Flow Line (Heraeus Kulzer) (Uysal, Sari et al. 2004).

Ryou, em 2008, também estudou a utilização de compósitos fluidos na colagem directa. Obteve o valor médio de 10,9 MPa para o sistema adesivo Transbond XT com o Transbond XT *Primer*. Tal como no estudo anteriormente descrito, obtiveram valores médios de adesão entre 7,2 e 8,3 MPa com a utilização de compósitos fluídos. No entanto, neste trabalho os compósitos fluídos foram aplicados sem a utilização de *primer*. Os autores concluíram que os valores inferiores de adesão se deviam à não utilização de adesivos (Ryou, Park et al. 2008).

No entanto, Durrani, em 2012, num estudo de adesão de *brackets* pela técnica directa, obteve valores de adesão estatisticamente semelhantes entre o grupo de controlo, onde foi utilizado o Transbond XT *Primer* e o compósito Transbond XT, e um outro grupo, onde foi utilizado um compósito fluído com uma carga de 60%, sem a aplicação de *primer* (Durrani, Bashir et al. 2012).

Os compósitos fluidos apresentam características de fluidez que os tornam indicados para a sua utilização como forros cavitários em dentisteria, uma vez que a sua fluidez melhora a adaptação do compósito às cavidades (Wattanawongpitak, Yoshikawa et al. 2006) e com menos presença de zonas sem compósito (Olmez, Oztas et al. 2004). No entanto a contração de polimerização do Filtek Flow é de aproximadamente 3,5% (Civelek, Ersoy et al.

2003; Latorre-Garcia, Alvarez-Gayosso et al. 2006), apresentando assim um grau de contracção semelhante aos compósitos, não suporta a teoria que o seu uso como *liner* levaria à diminuição de tensões ao nível da interface da obturação, e entre os compósitos fluidos, apenas o Tetric Flow (Ivoclar) apresenta valores de contracção inferiores ao compósito Z250 da 3M (Cadenaro, Marchesi et al. 2009). No entanto, apresentam um menor módulo de elasticidade que parece, segundo alguns autores, justificar a sua utilização.

Finalmente, a utilização do compósito fluido Filtek Flow (3M) quando usado como forro cavitário em obturações de Classe II em pré-molares levou a uma diminuição da deflecção das cúspides, embora o grau de infiltração fosse semelhante com ou sem o seu uso (Cara, Fleming et al. 2007).

6.2 **OBJECTIVOS**

Este primeiro estudo destinou-se a dar resposta a cinco perguntas de natureza objectiva sobre a adesão indirecta de *brackets*, utilizando dois tipos de materiais de impressão para obtenção dos modelos de trabalho, diferentes moldeiras de transferência e diferentes sistemas adesivos:

1. Estudar a eficácia da adesão de *brackets* ao esmalte bovino, comparando a técnica indirecta com a directa, de acordo com as seguintes hipóteses:

H₀: Não existem diferenças significativas em termos de valores de resistência adesiva ao corte, entre a técnica directa e a técnica indirecta.

H₁: Existem diferenças significativas em termos de valores de resistência adesiva ao corte, entre a técnica directa e a técnica indirecta.

2. Estudar a influência do tipo de material de impressão sobre os valores e resistência adesiva a tensões de corte de *brackets* colados ao esmalte bovino pela técnica indirecta, testando as seguintes hipóteses:

H₀: Os valores de resistência adesiva ao corte não são influenciados pelo tipo de material de impressão utilizado para a obtenção do modelo de trabalho.

H₁: Os valores de resistência adesiva ao corte são influenciados pelo tipo de material de impressão utilizado para a obtenção do modelo de trabalho

3. Avaliar a influência da técnica de transferência sobre os valores de resistência adesiva a tensões de corte de *brackets* colados ao esmalte bovino pela técnica indirecta, de acordo com as seguintes hipóteses:

H₀: Os valores de resistência adesiva não são influenciados pela técnica de transferência utilizada.

H₁: Os valores de resistência adesiva são influenciados pela técnica de transferência utilizada.

4. Estudar a influência do sistema adesivo sobre a adesão indirecta de *brackets* ao esmalte bovino, comparando as seguintes hipóteses:

H_0 : O sistema adesivo não influencia os valores de resistência adesiva ao corte.

H_1 : O sistema adesivo influencia os valores de resistência adesiva ao corte.

5. Estudar a influência do material de impressão, da moldeira de transferência e do sistema adesivo utilizado, sobre o tipo de falha dos *brackets* descimentados do esmalte bovino, comparando as seguintes hipóteses:

H_0 : O material de impressão, a moldeira de transferência e o sistema adesivo influenciaram significativamente o tipo de falha.

H_1 : O material de impressão, a moldeira de transferência e o sistema adesivo não influenciaram significativamente o tipo de falha.

6.3 MATERIAIS E MÉTODOS

6.3.1 Tipo de estudo

Estudo experimental laboratorial, com grupo de controlo.

6.3.2 Delineamento experimental

Neste estudo laboratorial, foi investigada a eficácia da técnica indirecta para a adesão de *brackets* metálicos ao esmalte bovino e estudada a influência do tipo de material de impressão, da moldeira de transferência e do sistema adesivo utilizado, sobre os valores de resistência adesiva ao corte.

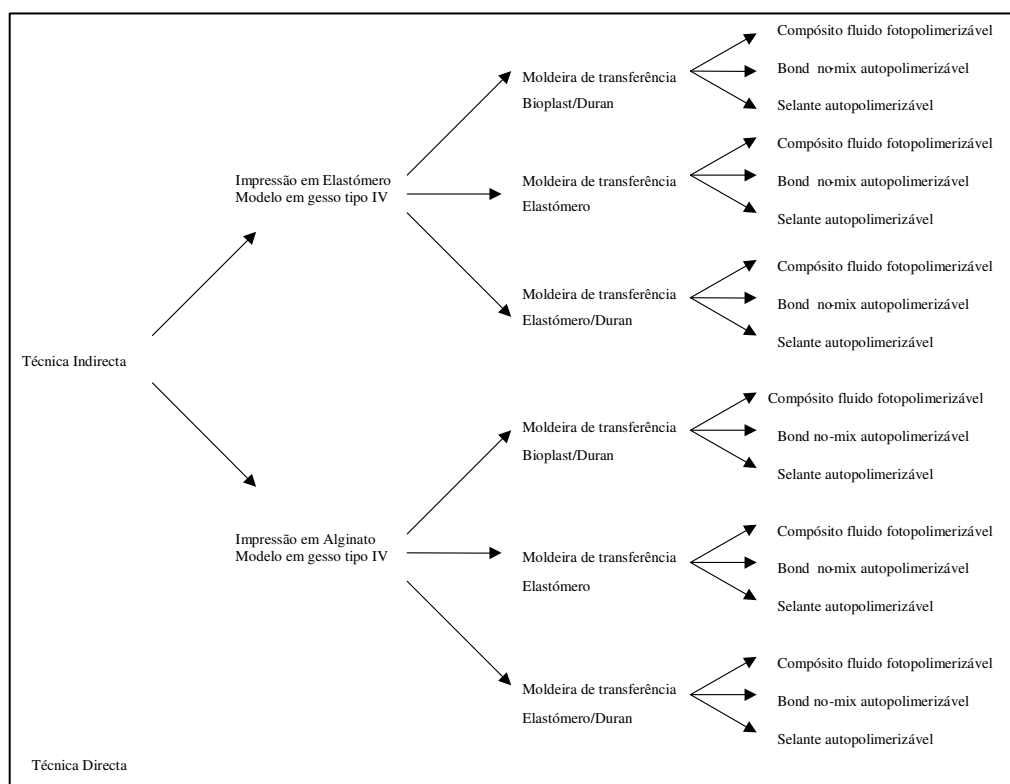


Figura 6.1 - Delineamento experimental

Em função das várias combinações possíveis das variáveis independentes em estudo foram constituídos dezoito grupos experimentais (Figura 6.1). Cada

grupo experimental foi constituído por duas arcadas com 10 dentes cada, no total de 20 espécimes por grupo.

Os dois primeiros agrupamentos foram obtidos em função do material empregue para impressão das arcadas, alginato ou elastómero. Estes agrupamentos foram divididos posteriormente em seis sub-agrupamentos, de acordo com os três tipos de moldeira de transferência estudados.

Finalmente, cada um destes sub-agrupamentos foi dividido em função dos três sistemas de adesivos empregues, obtendo-se no total, 18 grupos experimentais, para a técnica indirecta.

Foi ainda constituído um grupo de controlo, em que a colocação de *brackets* foi executada pela técnica directa.

O tipo de falha de união foi determinado após a avaliação dos valores de resistência adesiva sobre tensões de corte.

6.3.3 Material e equipamento

Brackets

Foram usados *brackets* ortodônticos Victory (3M/Unitek, EUA) para incisivos centrais superiores com 0º de torque e 0º de angulação. A base destes *brackets* apresenta uma área nominal de 10,52 mm², coberta por uma rede metálica, para efeitos de adesão.

Compósito

Para a adesão dos *brackets* ao gesso foi utilizado o compósito ortodôntico fotopolimerizável Transbond XT (3M/Unitek, EUA), composto por 18% de Bis-GMA, 12% de Bis-BDMA e 78% de carga inorgânica, constituída por partículas de quartzo silanizado e sílica silanizada. Este compósito constituiu posteriormente a base individualizada do *bracket*, que foi unida ao dente através do adesivo.

Unidade de fotopolimerização

Para polimerização do compósito da base do *bracket* foi usada uma câmara de luz (Finolux, Ziro-Dent, Alemanha) com 4 lâmpadas de 9 watts cada, com uma emissão luminosa entre os 400nm e os 500nm (PL-S-9w/52/2P, Phillips, Holanda) (Figura 6.2).



Figura 6.2 – Unidade de polimerização laboratorial

A polimerização dos adesivos fotopolimerizáveis foi efectuada utilizando uma lâmpada Led Demetron 2 (Kerr, EUA). Antes da fotopolimerização de cada arcada, foi verificada a intensidade da radiação luminosa emitida, confirmando leituras superiores a 1450 mW/cm².

Dentes

Foram usados incisivos decíduos de bovinos, obtidos num matadouro, após licença passada pela Direcção Geral de Veterinária. Após remoção de resíduos orgânicos, a polpa dos dentes foi removida através do apex, com uma lima endodôntica Hedstroem número 90 (Zipperer VDW, Alemanha). Os dentes foram lavados em água corrente e conservados numa solução de tri-hidrato de cloramina a 0.5 %, à temperatura ambiente (ISO/TS 11405:2000 E).

6.3.4 Obtenção das arcadas dentárias

Os dentes foram montados em grupos de 10, sobre uma base de gesso tipo IV (Snow White 0-67, Ormodent, França), reproduzindo o tamanho e forma de uma arcada dentária humana de tamanho médio (Figura 6.3), com as raízes perpendiculares ao plano oclusal, seguindo-se um período de secagem de 24 horas em meio ambiente.

As faces vestibulares dos dentes foram limpas, usando um jacto de bicabornato (Profijet, EMS, Suíça). A remoção de resíduos de gesso eventualmente depositados sobre as superfícies do esmalte, foi efectuada por meio de uma escova rotativa de nylon KerrHawe (Ker, EUA), montada num contra-ângulo Intramatic CH (Kavo, Alemanha) e com a utilização de água.



Figura 6.3 – Arcada dentária obtida a partir de dentes bovinos decíduos

As arcadas foram mantidas em ambiente húmido, saturado à temperatura ambiente, através da colocação destas em caixas herméticas, com as arcadas invertidas, em que apenas a metade incisal dos espécimes se encontrava em contacto com a água.

6.3.5 Obtenção dos modelos de trabalho

Impressão das arcadas

A impressão das arcadas foi efectuada em dois materiais distintos.

- a. Em alginato - Foi efectuada uma impressão da arcada com o alginato ortodôntico Orthoprint (Zhermack, Italia), espatulado mecanicamente numa misturadora de alginato Migma (Mikrona

Technologi A.G, Suíça) e utilizando uma moldeira metálica não perfurada, Perma-lock high grip (ASA Dental, Itália).

- b. Em elastómero - A impressão das arcadas foi efectuada num só tempo, com o poliéter Impregnum™ Penta Soft (Espe, EUA), usando uma misturadora mecânica Pentamix-1 (Espe, EUA). O material foi colocado numa moldeira metálica não perfurada, Perma-lock high grip (ASA Dental, Itália), tendo sido de seguida pressionado sobre a arcada.

Modelos de trabalho em gesso tipo IV

O gesso tipo IV Snow-White 0-67 (Ormodent, França) foi preparado de acordo com as instruções do fabricante e espatulado em vácuo, numa espatuladora mecânica Vacuum Power Plus (Whip-Mix, EUA), sendo as impressões corridas com o auxílio de um vibrador de gesso (AO125TOP, Dentsalfarm, Italia).

Após um período de secagem de pelo menos 24 horas, os modelos foram isolados com a aplicação de uma fina camada de isolante de modelos (Ivoclar Vivadent, EUA), ficando assim preparados para a colocação dos *brackets*.

6.3.6 Adesão dos *brackets* ao modelo de trabalho

A adesão dos *brackets* aos modelos foi efectuada com o compósito fotopolimerizável Transbond XT (3M/Unitek, EUA). Após a colocação do compósito sobre as bases dos *brackets*, estes foram posicionados e pressionados sobre a zona central da face vestibular dos dentes, sendo os excessos removidos com uma sonda periodontal ASA número 3 (Asa Dental, Itália).

Após a colocação dos *brackets*, os modelos foram colocados durante 10 minutos numa câmara de luz (Finolux, Ziro-Dent, Alemanha) para polimerização inicial do compósito.

6.3.7 Moldeiras de transferência

Na técnica indirecta, foram utilizados três tipos de moldeira de transferência:

Moldeira de transferência em Bioplast/Duran

Nos grupos experimentais 1, 2, 3, 10, 11 e 12, foram utilizadas moldeiras de transferência constituídas por duas camadas, uma camada interior flexível constituída por um etilenocopolímero de vinilacetato (Bioplast, Sheu-Dental, Alemanha) com 2 mm de espessura e uma camada exterior, mais rígida, constituída por um copoliéster termoplástico (Duran, Sheu-Dental, Alemanha), com 0.5 mm de espessura.

Uma primeira placa de Bioplast (Sheu-Dental, Alemanha) foi aplicada com uma máquina de pressão Biostar (Sheu-Dental, Alemanha), utilizando uma pressão média de 6 kg/cm^2 , de acordo com as indicações do fabricante. Os limites foram cortados com uma lâmina de bisturi ASA 0351-15 (ASA Dental, Itália). A placa envolvia os *brackets* por vestibular e estendia-se até ao nível do bordo gengival, por palatino.

Sobre esta primeira placa, foi aplicada uma placa de Duran (Sheu-Dental, Alemanha), utilizando uma máquina de pressão Biostar (Sheu-Dental, Alemanha) (Figura 6.4) com uma pressão média de 6 kg/cm^2 , seguindo-se as indicações do fabricante. Os limites da placa foram cortados utilizando um disco de diamante Dentaurum 137-807-00 (Dentaurum, Alemanha) e uma pedra verde de cone invertido (Gebr.Brasseler, Alemanha), montados numa peça de mão Intramatic 10 C(KaVo, Alemanha).



Figura 6.4 – Máquina de pressão Biostar

Moldeira de transferência em Memosil

Nos grupos experimentais 4, 5, 6, 13, 14 e 15, foi utilizado um sistema de transferência composto exclusivamente por um silicone de adição (Memosil 2, Heraeus Kulzer, Alemanha), aplicado com uma pistola de automistura Mixpac (Sulzer, Suíça) envolvendo os *brackets* e a face oclusal de maneira a proporcionar uma maior estabilidade, vertical e transversal.

Moldeira de transferência em Memosil/Duran

Nos grupos experimentais 7, 8, 9, 16, 17 e 18 foi utilizado um sistema de transferência constituído por uma camada interior de elastómero e exterior de Duran, de acordo com o seguinte procedimento:

- a. Colocação de um rolete de silicone de adição transparente (Memosil 2, Heraeus Kulzer, Alemanha), envolvendo apenas os *brackets*.
- b. Execução de uma moldeira de transferência usando uma placa de Duran com 0,5 mm de espessura (Sheu-Dental, Alemanha) aplicada com uma máquina de pressão Biostar (Sheu-Dental, Alemanha) com uma pressão média de 6 kg/cm², segundo as indicações do fabricante.
- c. Com um marcador foram desenhados os limites da moldeira, devendo estender-se por lingual até ao nível dos *brackets* e envolver completamente o rolete de silicone por vestibular. O corte dos limites foi efectuado com uma Broca abrasiva de silício (pedra verde) de cone invertido (Gebr.Brasseler, Alemanha) e

com um disco de diamante Dentaurem 137-807-00 (Dentaurem, Alemanha) montados numa peça de mão (Intramatic CH, Kavo, Alemanha).

Após a execução das moldeiras de transferência, os procedimentos foram semelhantes para os três subgrupos e descrevem-se de seguida:

- 1) Submersão das moldeiras e dos modelos, em água tépida, durante 20 minutos para dissolução do isolante;
- 2) Remoção da moldeira com os *brackets* do modelo e secagem com jacto de ar, durante 10 segundos;
- 3) Polimerização adicional das bases dos *brackets*, durante 5 minutos em câmara de luz (Finolux, Ziro-Dent, Alemanha);
- 4) Nas moldeiras constituídas por duas camadas, foi efectuada a remoção da camada interior conjuntamente com os *brackets* embebidos;
- 5) Remoção dos resíduos de gesso das bases de compósito com um jacto de óxido de alumínio de 50 micrómetros numa câmara Basic Plus (Remfert, Alemanha) com uma pressão de 2Kg/cm², durante aproximadamente 2 segundos por *bracket*;
- 6) Limpeza das bases de compósito dos *brackets* para remoção das partículas de óxido de alumínio, por imersão em água destilada numa tina de ultra-sons Biosonic UC100 (Whaladent, EUA), durante 10 minutos, seguida de aproximadamente 30 segundos de secagem com jacto de ar, tempo suficiente para obtenção de uma superfície sem humidade visível e com a base dos *brackets* a apresentarem uma superfície baça.
- 7) Nas moldeiras constituídas por duas camadas, procedeu-se à recolocação da camada interna na moldeira de Duran, encontrando-se então preparada para a fase de adesão ao esmalte.

6.3.8 Adesão ao dente

No âmbito deste trabalho, entende-se por *adesivo* todas as substâncias interpostas entre a base de compósito e o dente, de maneira a promover a

adesão. Foram estudados adesivos autopolimerizáveis e fotopolimerizáveis (Tabela 6.2).

A adesão dos *brackets* ao esmalte, através da técnica indirecta foi feita um dia após a preparação da moldeira de transferência, com o objectivo de reproduzir o tempo clínico que medeia entre as duas fases.

Tabela 6.2 - Adesivos utilizados no estudo, fabricantes e composição química.

Tipo de Adesivo	Nome Comercial	Fabricante	Composição da matriz orgânica		Carga inorgânica
Adesivo fotopolimerizável	Transbond XT Adhesive Primer	3M Unitek	Bis-GMA	45-55% w	sem carga
			TEGMA	45-55% w	
Compósito fluido fotopolimerizável	Filtek Supreme XT Flowable (Filtek)	3M Espe	Bis-GMA	45-55% w	47% volume
			TEGMA	45-55% w	68% peso
			Polímero de DMA		zircónia sílica 1,5 micra
Adesivo no-mix autopolimerizável	Sondhi Rapid-Set	3M Unitek	Bis-GMA	35-45% w	produtos com sílica
			TEGMA	35-45% w	
Resins fluida autopolimerizável	Concise Enamel Bond	3M Unitek	Bis-GMA	35-45% w	sem carga
			TGDMA	45-55% w	

Preparação das superfícies de esmalte

As superfícies de esmalte foram limpas com pedra-pomes e água utilizando uma escova rotativa de nylon KerrHawe (Kerr, EUA) montada em contra-ângulo. Em seguida, foram condicionadas durante 30 segundos com ácido fosfórico a 37 % (3M Espe, EUA), lavadas com água corrente durante 15 segundos e secas com um jacto de ar durante 5 segundos. No final, as superfícies de esmalte condicionado, deveriam apresentar um aspecto leitoso.

Adesão

Nos grupos experimentais 1, 4, 7, 10, 13 e 16 foi usado um sistema adesivo fotopolimerizável composto pelo Transbond XT Adhesive *Primer* e o compósito fluido Filtek Supreme XT Flowable. Uma fina camada de Transbond XT Adhesive *Primer* foi aplicada sobre as superfícies de compósito das bases dos *brackets*, e sobre o esmalte. De seguida, uma pequena gota de Filtek Supreme XT Flowable foi aplicada sobre as bases dos *brackets*, posicionando-se então as moldeiras sobre as arcadas dentárias. A polimerização foi efectuada durante 10 segundos por cada *bracket*, com aplicação de luz durante 5 segundos por mesial e 5 segundos por distal, com uma lâmpada LED Demetron 2 (Kerr, EUA).

Nos grupos experimentais 2, 5, 8, 11, 14 e 17 foi utilizado o sistema adesivo Sondhi Rapid-Set (3M/Unitek, EUA). Uma fina camada da resina A foi aplicada sobre os dentes e uma fina camada da resina B sobre as bases dos *brackets*. As moldeiras foram posicionadas sobre as arcadas, esperando-se 10 minutos antes de proceder à sua remoção.

Nos grupos experimentais 3, 6, 9, 12, 15 e 18 foi utilizado como sistema de adesão, a resina autopolimerizável Concise enamel bond Resin (3M Unitek, EUA), cujo tempo de trabalho é de 45 segundos a uma temperatura ambiente de 25°C. As resinas líquidas A e B foram doseadas em quantidades iguais e misturadas durante 5 segundos, aplicando-se uma fina camada da mistura sobre as superfícies de compósito da base dos *brackets* e sobre o esmalte.

Grupo de controlo

O grupo 19 constituiu o grupo de controlo no qual, a adesão dos *brackets* foi feita pelo método directo. Após a preparação e condicionamento ácido das superfícies dentárias, de maneira idêntica à anteriormente descrita, o Transbond XT Adhesive *Primer* foi aplicado sobre os dentes em camada fina. O compósito Transbond XT foi então colocado sobre as bases dos *brackets* e estes posicionados sobre os dentes. A polimerização de cada *bracket* foi efectuada durante 10 segundos, sendo aplicada luz durante 5 segundos por mesial e 5 segundos por distal com uma lâmpada LED Demetron 2 (Kerr, EUA).

6.3.9 Testes

Após a adesão dos *brackets* às superfícies de esmalte, os dentes foram individualizados, através da fractura das bases de gesso, com recurso a um martelo pneumático (Mestra, Espanha) e os resíduos de gesso, removidos por imersão em água destilada numa tina de ultra-sons Biosonic UC100 (Whaladent, EUA) durante 10 minutos.

Os dentes foram então incluídos em blocos cilíndricos de dimensões normalizadas utilizando o polimetilmetacrilato auto-polimerizável Orthocryl (Dentaurum AG, Alemanha), sendo a sua polimerização efectuada por imersão em água a 45°C, sob pressão (6 Bar), durante 5 minutos numa termopolimerizadora Ivomat (Ivoclar Vivadent, Suíça). Os espécimes foram conservados em água destilada a 37°C, numa estufa Memmert, modelo BE600

(Memmert GmbH, Alemanha) até à fase seguinte. Foram efectuados 500 ciclos de termociclagem, utilizando uma unidade de termociclagem Aralab, modelo Refri 200-E (Aralab, Portugal), com temperaturas entre banhos de 5º e 55ºC, com um tempo de imersão de 20 segundos em cada banho e um tempo de transferência de 5 segundos, respeitando as normas internacionais (ISO/TS 11405:2000 E). Depois da termociclagem, os espécimes foram novamente conservados em água destilada a 37ºC, durante 24 horas.

Ensaio de resistência adesiva ao corte

Os ensaios destinados a determinar a resistência adesiva ao corte foram realizados numa máquina universal de testes Instron, modelo 4502 (Instron Ltd., Reino Unido). Os espécimes foram montados no braço fixo e as forças, aplicadas tangencialmente à base dos *brackets* através de uma alça metálica de aço inoxidável (Dentaurum, Alemanha) de secção redonda, com 0.8 mm de diâmetro e com 15 cm de comprimento, passando por debaixo das asas gengivais dos *brackets* (Figura 6.5). As forças foram aplicadas à velocidade de 1 mm/min utilizando uma célula de carga de 1KN. As forças máximas no momento da descimentação foram registadas em KN (Kilo Newton) e em MPa (Mega Pascal).

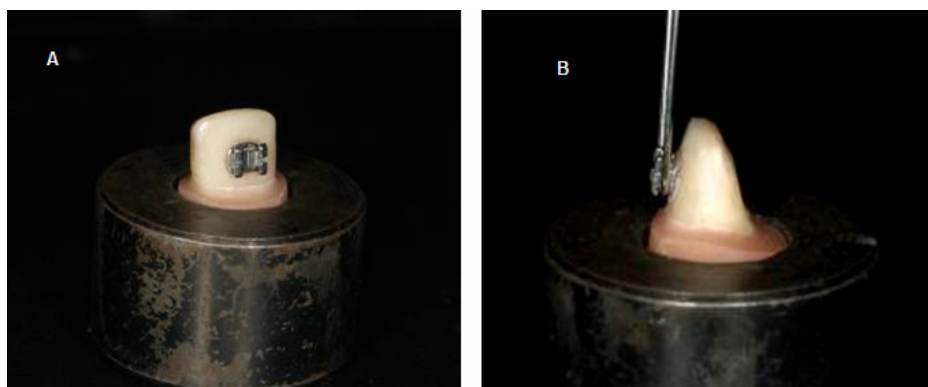


Figura 6.5 – (A) Bracket cimentado a dente bovino incorporado num cilindro de acrílico. (B) A mesma figura anterior com a alça de arame colocada põe debaixo das asas do bracket.

Análise do tipo de falha

As bases dos *brackets* foram analisadas com um estereomicroscópio Nikon, modelo SMZ-2 (Nikon Europe, Holanda) utilizando um factor de ampliação de 20 vezes.

O tipo de falha foi classificado segundo o índice de adesivo residual (IAR) de Artun e Bergland (Artun and Bergland 1984), considerando:

- Índice 0** 100% do adesivo remanescente permanece na base do *bracket*
Índice 1 Adesivo remanescente na base do *bracket* entre 50-100%
Índice 2 Adesivo remanescente na base do *bracket* entre 0-50%
Índice 3 Ausência de adesivo na base do *bracket*

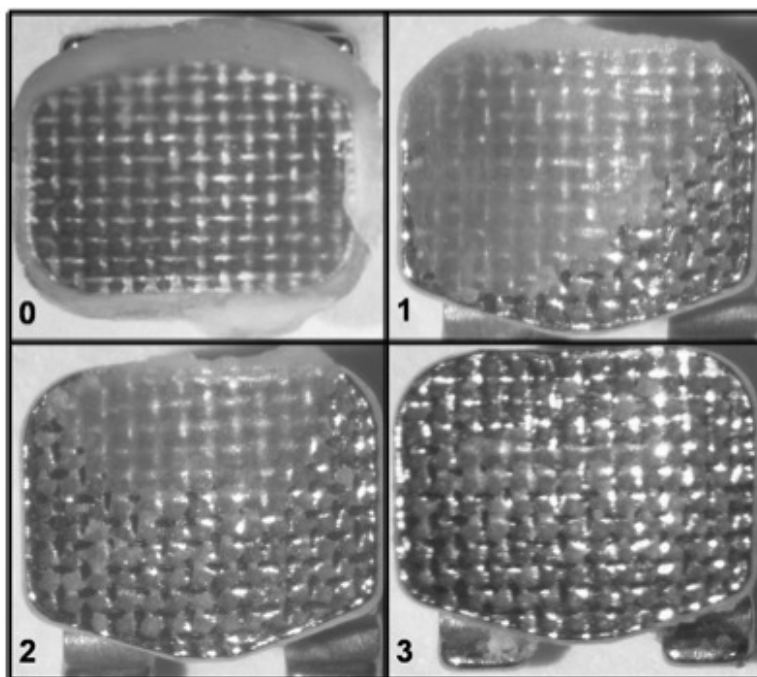


Figura 6.6 – Tipo de falha de união (IAR). 0) Falha tipo 0; 1) Falha tipo 1; 2) Falha tipo 2; 3) Falha tipo 3.

6.3.10 Análise estatística

Tamanho da amostra

O tamanho da amostra foi fixado, após realização de teste piloto, utilizando 20 *brackets* aplicados segundo a técnica indirecta e 10 *brackets* utilizando a técnica directa. Os resultados foram avaliados de forma a calcular o tamanho da amostra necessária para declarar como estatisticamente significativa uma diferença do valor médio correspondente a 20%, fixando-se o erro do tipo I em 0,05 e o erro do tipo II em 0,20, o que corresponde a uma potência de 80%.

Estatística descritiva

A estatística descritiva dos valores de resistência adesiva foi realizada com determinação, para cada um dos grupos, da média, variância, desvio padrão e valores máximo e mínimo.

Análise comparativa inferencial

Como a dimensão de cada grupo era inferior a trinta espécimes, não se pode inferir da normalidade da amostra, pelo que a aplicação de testes paramétricos exigiu a verificação prévia dos critérios de aplicabilidade dos mesmos, com verificação de dois factores:

- a) A normalidade da amostra (teste de Kolmogorov-Smirnov)
- b) A homocedasticidade ou homogeneidade de variâncias (teste de Bartlett)

Os valores de resistência adesiva ao corte foram analisados com a análise de variância (ANOVA) a três dimensões seguido de testes post-hoc, segundo o método de Tukey.

Para comparação entre o grupo de controlo e os grupos experimentais foi utilizado o procedimento de Tukey.

As eventuais associações entre o tipo de falha e as variáveis independentes (sistema adesivo, técnica de transferência e técnica de obtenção dos modelos de trabalho) foram determinadas por intermédio de testes Qui-quadrado. Foi considerada uma significância de 5%.

6.4 RESULTADOS

6.4.1 Ensaios de resistência adesiva

Estatística descritiva

A estatística descritiva dos valores de resistência adesiva às forças de corte (média, desvio padrão, valor mínimo e máximo) é apresentada na Tabela 6.3, encontrando-se os valores expressos em MegaPascal (MPa)

Tabela 6.3 - Valores de resistência adesiva sob forças de corte (MPa)

Técnica Indirecta			N	Média	Desvio Padrão	Min	Max
Material Impressão	Moldeira de transferência	Adesivo					
Alginato	Bioplast/Duran	Filtek	18	15,18	3,89	10,91	23,05
Alginato	Bioplast/Duran	Shondi	20	12,87	4,26	5,04	21,77
Alginato	Bioplast/Duran	Concise	18	16,49	6,44	3,12	24,54
Alginato	Memosil	Filtek	20	14,51	4,73	5,45	25,19
Alginato	Memosil	Shondi	20	16,57	3,64	8,26	21,30
Alginato	Memosil	Concise	18	14,51	4,61	1,99	21,90
Alginato	Memosil/Duran	Filtek	19	15,59	4,19	9,25	26,24
Alginato	Memosil/Duran	Shondi	19	13,32	2,81	8,43	16,96
Alginato	Memosil/Duran	Concise	20	11,66	5,30	2,01	20,05
Elastómero	Bioplast/Duran	Filtek	20	17,78	5,45	4,91	25,55
Elastómero	Bioplast/Duran	Shondi	19	15,04	4,47	6,59	23,72
Elastómero	Bioplast/Duran	Concise	20	14,42	4,68	4,85	23,14
Elastómero	Memosil	Filtek	20	14,18	5,97	3,65	22,60
Elastómero	Memosil	Shondi	20	13,34	4,78	6,63	23,63
Elastómero	Memosil	Concise	20	12,15	3,59	4,50	18,55
Elastómero	Memosil/Duran	Filtek	20	16,08	4,80	7,04	23,76
Elastómero	Memosil/Duran	Shondi	20	14,67	5,02	5,01	23,30
Elastómero	Memosil/Duran	Concise	19	15,03	4,79	5,60	21,34
Técnica Directa			20	14,91	4,44	6,45	23,40

A variação do número de espécimes em cada grupo deveu-se a dois tipos de factores:

(1) falha adesiva na altura da remoção da moldeira de transferência, o que aconteceu a 4 espécimes, dois no grupo 3, um no grupo 6 e um no grupo 11.

(2) erro do operador, como falha na preparação dos blocos de inclusão em acrílico ou na colocação do espécime no Instron o que aconteceu a 6 espécimes tendo sido 2 na primeira série do primeiro grupo.

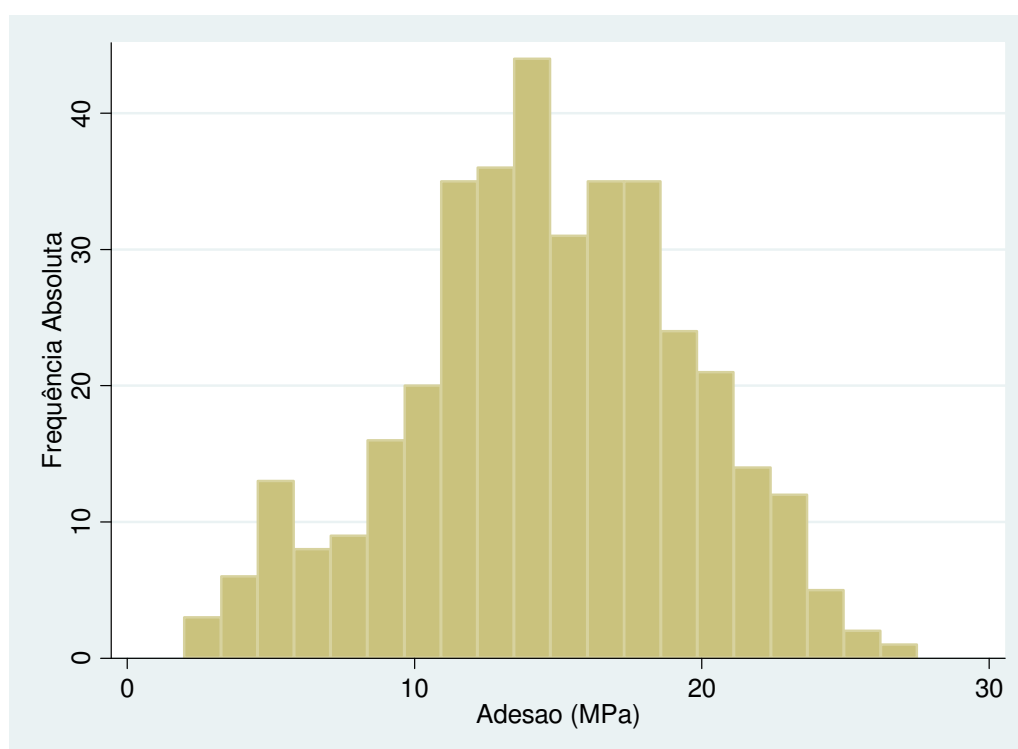


Gráfico 6.1 - Histograma dos valores de adesão da técnica indirecta (MPa)

A frequência dos valores de adesão dos grupos experimentais apresenta uma distribuição que se assemelha a uma distribuição normal (Gráfico 6.1), com valores de adesão mínimos de 1,99 MPa, 2,01 MPa e 3,12 MPa que aconteceu nos grupos 6, 9 e 3, todos eles ocorrendo com o adesivo Concise e os valor de adesão máximo de 26 MPa que aconteceu no grupo 7. No entanto, os valores imediatamente inferiores parecem ter ficado distribuidos pelos vários adesivos e moldeiras de transferência (Tabela 6.3).

Os valores médios de adesão mais elevados verificaram-se para o grupo 10 (17,78 MPa) com o uso de uma impressão de elastómero, moldeira de transferência de Bioplast/Duran e recurso ao adesivo Filtek, seguidos do grupo 5 (16,57 MPa) e do grupo 3 (16,49 MPa).

Os valores médios de adesão mais baixos foram respectivamente dos grupos 9 (11,66 MPa), 15 (12,15 MPa) e 2 (12,87 MPa).

De um modo geral, não se verificaram grandes diferenças nos valores médios de adesão entre os espécimes cuja impressão foi executada com alginato, em relação àqueles cuja impressão foi executada com elastómero (Tabela 6.3) (Gráfico 6.2).

Os valores de resistência adesiva média variaram entre 11,66 e 16,39 MPa para os espécimes cuja impressão das arcadas foi executada com alginato, e entre 12,15 e 17,78 MPa para os espécimes cuja impressão foi executada em elastómero.

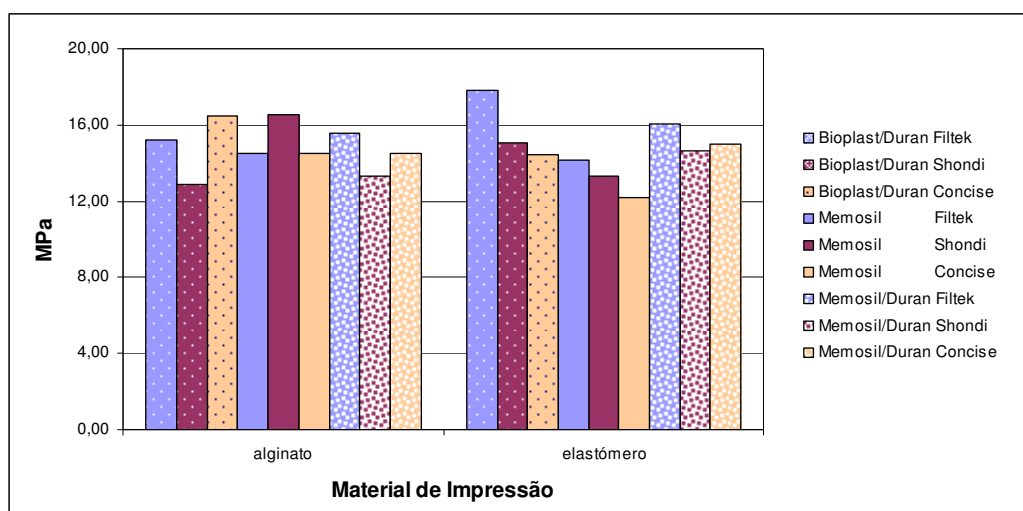


Gráfico 6.2 – Valores médios de resistência adesiva ao corte (MPa), por método de impressão. A pontilhado espaçado quando se utilizou a moldeira de transferência constituída por Bioplast/Duran, a cheio quando se utilizou uma moldeira de Memosil e a granulada quando se utilizou uma moldeira constituída por Memosil/Duran.

A utilização de uma moldeira de transferência constituída por Bioplast/Duran resultou em valores médios de adesão que variaram entre um mínimo de 12,87 MPa (grupo 2), quando se usou uma impressão em alginato e a técnica adesiva de Shondi, e um máximo de 17,78 MPa (grupo 10) quando se usou uma impressão em elastómero e Filtek como adesivo.

Já quando se utilizou o Memosil isolado, como moldeira de transferência, os valores médios de adesão variaram entre 12,15 MPa (grupo 15) para os espécimes cuja impressão foi feita com elastómero em combinação com o adesivo Concise e 16,57 MPa (grupo 5) quando se usou uma impressão de alginato e o adesivo Shondi.

Quando foi utilizada a moldeira de transferência constituída por Memosil e Duran os valores médios de adesão variaram entre 11,66 MPa, para os espécimes cuja impressão foi feita com alginato e a adesão com Concise e 16,08 MPa para os espécimes cuja impressão foi feita com Elastómero conjuntamente com o adesivo Filtek Supreme XT Flow.

Quando se avaliaram os valores médios de adesão obtidos com adesivo fotopolimerizável Filtek Supreme XT Flow (Gráfico 6.3), os valores médios mais elevados e mais baixos foram registados, respectivamente, para as impressões executadas com elastómero, obtendo-se 14,18 MPa (grupo 13) quando se utilizou Memosil como moldeira de transferência e 17,78 MPa (grupo 10) quando se utilizou a combinação Bioplast/Duran como moldeira de transferência. Notou-se pouca variação dos valores médios de adesão para o adesivo Filtek Supreme XT Flow nos grupos cuja impressão foi efectuada em alginato, notando-se maior variação quando a impressão foi efectuada com elastómero, sobretudo com o uso de uma moldeira de transferência em Bioplast/ Duran.

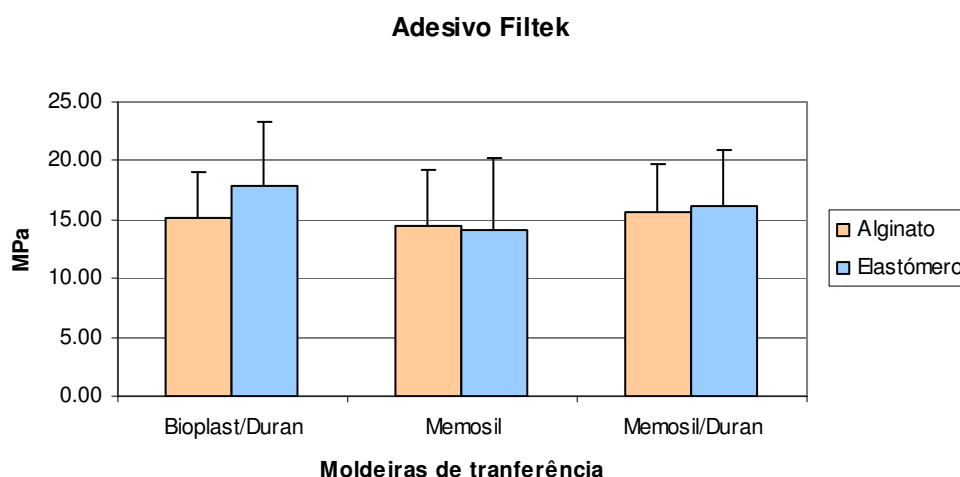


Gráfico 6.3 - Valores de resistência adesiva ao corte (MPa) quando se utilizou o compósito fluido Filtek Flow como adesivo. Comparação dos dois tipos de impressão e das várias moldeiras de transferência utilizadas.

Na avaliação do adesivo Shondi (Gráfico 6.4), o valor médio de adesão mais baixo e mais elevado foram encontrados nas impressões feitas com alginato. Quando foi feita a transferência com a combinação Bioplast/Duran obteve-se um valor de 12,87 MPa (grupo 2) e quando se usou Memosil como moldeira de transferência obteve-se um valor médio de 16,57 MPa, (grupo 5).

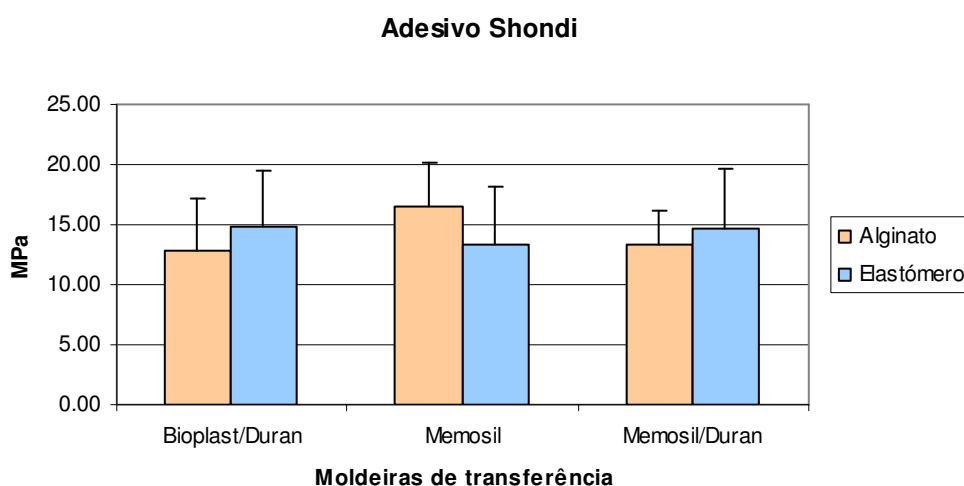


Gráfico 6.4 - Valores de resistência adesiva ao corte (MPa) quando se utilizou o sistema adesivo *no-mix* Shondi. Comparação dos dois tipos de impressão e das várias moldeiras de transferência utilizadas.

Quando se usou o adesivo Concise (Gráfico 6.5), verificou-se que o valor médio de resistência adesiva ao corte mais elevado, 16,49 MPa (grupo 3) foi obtido para os espécimes cuja impressão foi feita com alginato e moldeira de transferência em Bioplast/Duran, e o valor médio mais baixo, 11,66 MPa (grupo 9), quando se usou uma impressão em alginato e uma moldeira de transferência em Memosil/Duran.

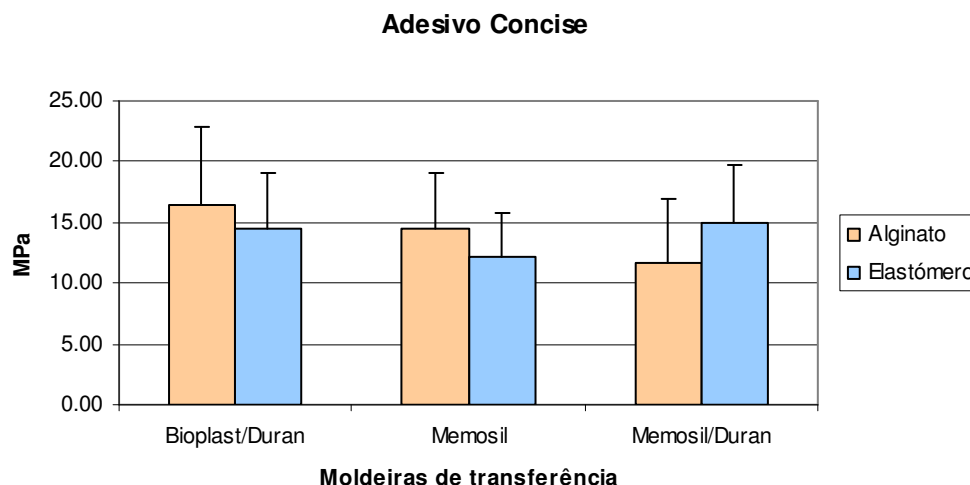


Gráfico 6.5 - Valores de resistência adesiva ao corte (MPa) quando se utilizou o sistema líquido do Concise como adesivo. Comparação dos dois tipos de impressão e das várias moldeiras de transferência utilizadas.

Análise de variância

Os resultados dos testes de resistência adesiva ao corte, uma vez confirmados a normalidade da distribuição e a igualdade das variâncias, foram submetidos a uma análise de variância em três dimensões encontrando-se os resultados resumidos na Tabela 6.4.

Tabela 6.4 – Análise de variância com três dimensões dos valores de adesão ao corte.

Fonte de variação	Soma dos quadrados	graus de liberdade	Quadrado das médias	F	signif.
Impressão	4,253	1	4,25	0,192	0,662
Transferência	78,505	2	39,25	1,770	0,172
Adesão	152,071	2	76,04	3,428	0,034
Impressão * Transferência	221,526	2	110,76	4,994	0,007
Impressão * Adesivo	24,287	2	12,14	0,548	0,579
Transferência * Adesivo	156,816	4	39,20	1,768	0,135
Impre* Transf * Ades	189,265	4	47,32	2,133	0,076

Como se pode observar, os resultados demonstraram a existência de diferenças estatisticamente significativas quando se compararam os diversos tipos de adesivos utilizados ($p < 0,05$).

Contudo, quando se compararam os dois tipos de materiais de impressão ($p=0,662$) ou quando se compararam as diferentes moldeiras de transferência ($p=0,172$), não se identificaram diferenças estatisticamente significativas, nos valores de resistência ao corte.

A exploração das interacções entre o material de impressão e a moldeira de transferência mostrou ser estatisticamente significativo ($p<0,01$). Verificou-se uma interacção entre o material de impressão e a moldeira de transferência. A moldeira constituída por Memosil / Duran apresentou melhores resultados em termos de adesão quando a impressão foi executada com elastómero.

Os resultados não sugeriram interacção entre a impressão e o adesivo ($p=0,579$) ou entre a moldeira de transferência e o adesivo ($p=0,135$). Igualmente não se verificou interacção entre material de impressão, moldeira de transferência e adesivo ($p=0,076$).

A existência de diferenças estatisticamente significativas entre os vários adesivos levou a que os valores médios de resistência ao corte para os vários adesivos fossem em seguida comparados com o método de Tukey (Tabela 6.5). Como se pode observar, o adesivo Filtek apresentou um valor médio de resistência ao corte estatisticamente mais elevado do que o uso do adesivo Concise ($p<0,05$), não existindo diferenças estatisticamente significativas das médias dos resultados entre o adesivo Filtek e o sistema adesivo Shondhi ($p=0,614$) ou, entre este e o adesivo Concise ($p=0,863$).

Tabela 6.5 – Análise de comparações múltiplas entre os adesivos segundo o método de Tukey.

interface adesiva	interface adesiva	média das diferenças	Desvio padrão	signif.	Intervalo de confiança	
Filtek	Sondhi	1,257	0,614	0,103	-0,189	2,704
Filtek	Concise	1,576	0,618	0,030	0,121	3,032
Sondhi	Concise	0,319	0,617	0,863	-1,134	1,772

Apesar de se verificarem diferenças estatisticamente significativas nos valores médios de adesão ao corte entre os adesivos Filtek e Concise, a expressão clínica de tais diferenças pode ser discutível (Gráfico 6.6).

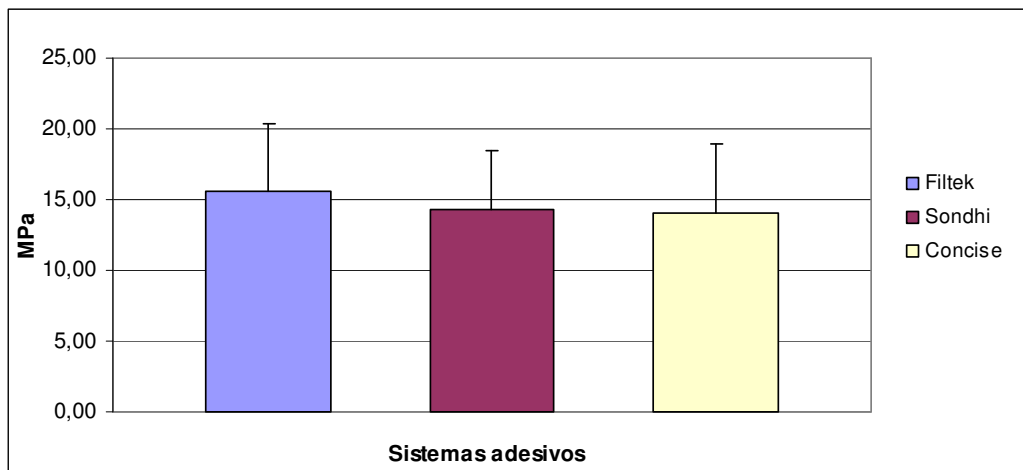


Gráfico 6.6 – Valores médios de resistência ao corte para os diferentes sistemas adesivos.

A existência de uma interação significativa entre as variáveis impressão/transferência (Tabela 6.4) (Gráfico 6.7), levou à necessidade da realização de uma análise de variância com uma dimensão para cada moldeira de transferência, utilizando o material de impressão como a variável independente.

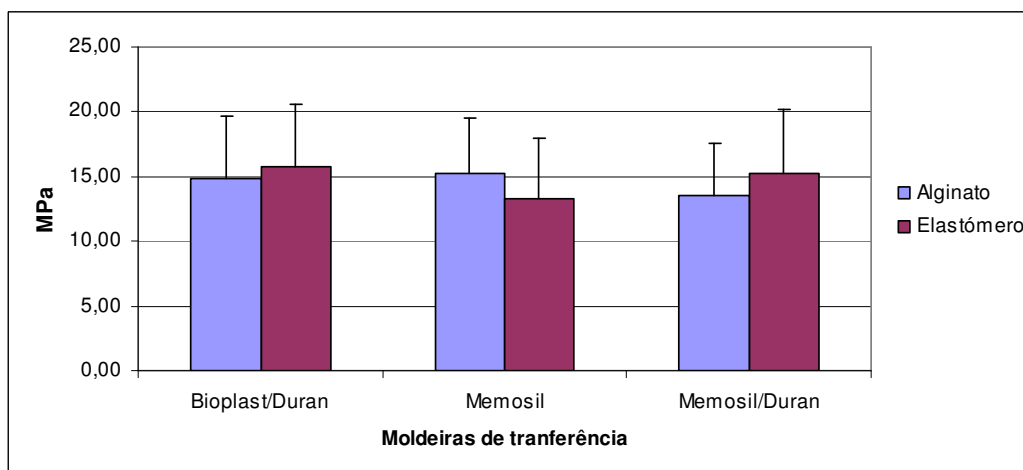


Gráfico 6.7 – Valores médios de resistência ao corte agrupados pelo tipo de moldeiras de transferência.

ANÁLISE DAS DIFERENÇAS PARA CADA GRUPO (análise ANOVA)

Tabela 6.6 - Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte quando se utilizou uma moldeira de transferência de Bioplast / Duran (variável independente material de impressão).

Memosil / Duran	Soma dos quadrados	graus de liberdade	Quadrado médio	F	signif.
Entre grupos	31,141	1	31,14	1,207	0,274

Quando foi usada uma moldeira de transferência de Bioplast/ Duran não houve diferenças estatisticamente significativas ($p=0,274$) dos valores médios de adesão ao corte obtidos (Gráfico 6.7 e Tabela 6.6) entre os materiais de impressão.

Tabela 6.7 – Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte quando se utilizou uma moldeira de transferência de Memosil (variável independente material de impressão).

Memosil	Soma dos quadrados	graus de liberdade	Quadrado médio	F	signif.
Entre grupos	117,338	1	117,34	5,463	0,021

Quando foi utilizada uma moldeira de transferência em Memosil (moldeira flexível), verificou-se influência do tipo de material de impressão usado, tendo os valores de adesão ao corte sido significativamente mais elevados ($p>0,05$) quando se utilizou uma impressão em alginato do que quando se utilizou uma impressão em elastómero (Gráfico 6.7 e Tabela 6.7).

Tabela 6.8– Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte quando se utilizou uma moldeira de transferência de Memosil/ Duran (variável independente material de impressão).

Memosil Duran	Soma dos quadrados	graus de liberdade	Quadrado médio	F	signif.
Entre grupos	91,482	1	91,48	4,218	0,042

Quando se utilizou uma moldeira em Memosil/ Duran houve igualmente influência do material de impressão, tendo sido os valores médios de adesão ao corte significativamente mais elevados ($p < 0,05$) quando se utilizou uma impressão em elastómero, do que quando se utilizou uma impressão em alginato (Gráfico 6.7 e Tabela 6.8).

COMPARAÇÃO ENTRE GRUPOS

Tendo por objectivo verificar se existiram diferenças significativas entre os valores médios de resistência adesiva a tensões de corte obtidos nos vários grupos experimentais, foi feita uma análise de variância a uma dimensão (Tabela 6.9) e as diferenças entre grupos exploradas através do método de Tukey (Tabela 6.10). Os resultados permitiram identificar diferenças estatisticamente significativas entre o grupo 9 e o grupo 10 ($p < 0,01$) e entre o grupo 10 e o grupo 15 ($p < 0,05$).

O grupo 10 apresentou em média mais 6,12 MPa de resistência adesiva ao corte do que o grupo 9 e mais 5,63 MPa do que o grupo 15.

Tabela 6.9 - Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte entre os 18 grupos experimentais.

Valores de adesão	Soma dos quadrados	graus de liberdade	Quadrado médio	F	signif.
Entre grupos	839,189	17	49,36	2,226	0,004

Tabela 6.10 - Análise de comparações múltiplas entre os 18 grupos experimentais segundo o método de Tukey (apenas as diferenças estatisticamente significativas).

	média das diferenças	Desvio padrão	signif.	Intervalo de confiança	
grupo 9 grupo 10	-6,119	1,489	0,006	-11,356	-0,881
grupo 10 grupo 15	5,631	1,489	0,021	0,394	10,868

COMPARAÇÃO ENTRE A TÉCNICA DIRECTA E OS GRUPOS EXPERIMENTAIS

Tabela 6.11 - Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão, da resistência adesiva sob forças de corte entre os 19 grupos (18 grupos experimentais e grupo controlo).

Valores de adesão	Soma dos quadrados	graus de liberdade	Quadrado médio	F	signif.
Entre grupos	840,834	18	46,71	2,119	0,005

Tendo por objectivo verificar se alguns dos métodos apresentava melhores resultados, em termos de resistência ao corte, em comparação com o método directo foi feita uma análise de variância (Tabela 6.11) e o seu resultado explorado pelo método de Tukey (Tabela 6.12).

Tabela 6.12 - Análise de comparações múltiplas entre o grupo de controlo e os 18 grupos experimentais segundo o método de Tukey.

		média das diferenças	Desvio padrão	signif.	Intervalo de confiança	
controlo	grupo 1	-0,263	1,526	1,000	-5,670	5,143
	grupo 2	2,041	1,484	0,997	-3,221	7,303
	grupo 3	-1,578	1,526	1,000	-6,984	3,829
	grupo 4	0,402	1,485	1,000	-4,861	5,664
	grupo 5	-1,652	1,485	1,000	-6,914	3,610
	grupo 6	0,408	1,526	1,000	-4,999	5,814
	grupo 7	-0,679	1,504	1,000	-6,010	4,653
	grupo 8	1,590	1,504	1,000	-3,741	6,921
	grupo 9	3,249	1,485	0,784	-2,013	8,512
	grupo 10	-2,869	1,485	0,913	-8,131	2,393
	grupo 11	-0,123	1,504	1,000	-5,454	5,208
	grupo 12	0,492	1,485	1,000	-4,771	5,754
	grupo 13	0,735	1,485	1,000	-4,527	5,997
	grupo 14	1,573	1,485	1,000	-3,689	6,836
	grupo 15	2,762	1,485	0,937	-2,500	8,024
	grupo 16	-1,171	1,485	1,000	-6,433	4,091
	grupo 17	0,247	1,485	1,000	-5,016	5,509
	grupo 18	-0,112	1,504	1,000	-5,443	5,219

A análise comparativa mostrou que não havia diferenças estatisticamente significativas dos valores médios de adesão ao corte entre o grupo em que foi usada a técnica directa e qualquer um dos 18 grupos experimentais.

6.4.2 Análise do tipo de falha

A distribuição do tipo de falha nos diferentes grupos experimentais e no grupo de controlo encontra-se resumida na Tabela 6.13. Nos 18 grupos experimentais foram observadas falhas adesivas ao nível da interface

bracket/compósito (falha tipo 3) em 1,7% dos espécimes, tendo sido observadas falhas ao nível da interface compósito/dente (falha tipo 0, falha do adesivo) em 7,5 % dos espécimes.

Tabela 6.13– Número de ocorrências, por tipos de falha, nos diferentes grupos experimentais e no grupo de controlo (valores absolutos)

Técnica indirecta			tipo de falha				N
Material de impressão	Moldeira de tranferência	Adesivo	0	1	2	3	
alginato	Bioplast/Duran	Filtek	1	9	8	0	18
		Shondi	5	11	3	1	20
		Concise	1	11	6	0	18
alginato	Memosil	Filtek	0	6	13	1	20
		Shondi	4	11	5	0	20
		Concise	2	13	3	0	18
alginato	Memosil/Duran	Filtek	0	3	16	0	19
		Shondi	2	14	3	0	19
		Concise	0	16	4	0	20
elastómero	Bioplast/Duran	Filtek	1	4	15	0	20
		Shondi	0	15	4	0	19
		Concise	3	14	3	0	20
elastómero	Memosil	Filtek	2	4	13	1	20
		Shondi	1	12	6	1	20
		Concise	0	10	10	0	20
elastómero	Memosil/Duran	Filtek	1	6	11	1	19
		Shondi	3	13	3	1	20
		Concise	0	8	10	0	18
total			26 (7,5%)	180 (51,7%)	136 (39,1%)	6 (1,7%)	348 (100%)
Técnica directa			1 (5%)	5 (25%)	12 (60%)	2 (10%)	20 (100%)

As falhas tipo 1 e tipo 2 representaram a maioria das falhas observadas com 51,7 % para a falha tipo 1 (50% a 100% de compósito na base do *bracket*) e 39,1 % para a falha tipo 2 (0 a 50% de compósito na base do *bracket*).

Na técnica directa, tal como na técnica indirecta, as falhas tipo 1 e tipo 2 continuam a ser as mais comuns, mas na técnica indirecta foi a falha tipo 1 que apresentou maior incidência (51,7% vs. 25% técnica directa), enquanto que na técnica directa, a falha mais frequente foi a falha tipo 2 (60% vs. 39,1% técnica indirecta)

Já a falha tipo 3 (interface *bracket*/compósito) foi proporcionalmente mais frequente na técnica directa, do que na indirecta (10% vs. 1,7%).

Os resultados obtidos foram submetidos a testes não paramétricos de χ^2 para verificar se havia associações entre o tipo de falha e o material de impressão ou a moldeira de transferência (Tabela 6.14).

Tabela 6.14 – Análise de χ^2 , tipo de falha como variável dependente. As variáveis em estudo foram o material de impressão, a moldeira de transferência e o adesivo utilizado.

Fonte de variação	Valor Qui ²	graus de liberdade	signif.
Material de Impressão	2,878	1	0,090
Moldeira de transferência	3,214	2	0,201
Adesivo	50,13	2	< 0,001

Não foi encontrada associação entre o tipo de falha e a técnica de impressão ($p=0,387$), ou entre o tipo de falha e o tipo de moldeira de transferência ($p=0,626$).

O teste de χ^2 para avaliar a associação entre o tipo de falha e o adesivo mostrou a presença de uma associação estatisticamente significativa entre pelo menos um dos adesivos utilizados e o tipo de falha ($p<0,001$).

A distribuição do tipo de falha por adesivo encontra-se na Tabela 6.15. A utilização do Adesivo Filtek levou a uma maior quantidade de adesivo residual na base do *bracket* do que esperado com um maior número de falhas do tipo 2.

Tabela 6.15 – Análise da prevalência dos diversos tipos de falha, em função do adesivo utilizado nos grupos experimentais. Valores em número observados e em percentagens.

Técnica indirecta	tipo de falha				total
	0	1	2	3	
Filtek	5 (4,3%)	32 (27,6%)	76 (65,5%)	3 (2,6%)	116 (100%)
Shondi	15 (12,7%)	76 (64,4%)	24 (20,3%)	3 (2,5%)	118 (100%)
Concise	6 (5,3%)	72 (63,2%)	36 (31,6%)	0 (0,0%)	114 (100%)
total	26 (7,5%)	180 (51,7%)	136 (39,1%)	6 (1,7%)	348 (100%)

As falhas mistas, tipo 1 e tipo 2, constituíram mais de 85% das falhas observadas, para qualquer um dos adesivos estudados. Para o Shondi e o

Concise, a maior proporção relativa de falhas observadas foram as tipo 1 (64,4% e 63,2%, respectivamente), enquanto que, para o adesivo Filtek, as falhas tipo 1 representaram apenas 27,6% e as tipo 2 representaram 65,5% do total de falhas.

Os adesivos Filtek e Concise apresentaram uma proporção semelhante de falha tipo 0 (4,3% e 5,3%, respectivamente), enquanto que o adesivo Shondi teve 12,7% de falhas deste tipo. Apesar destas falhas do tipo 0 serem as mais relevantes do ponto de vista clínico, o reduzido número de ocorrências leva a um poder estatístico baixo, o que implica algumas limitações nas conclusões.

6.5 **DISCUSSÃO**

A mais-valia da utilização da técnica indirecta em ortodontia está dependente dos seus benefícios ultrapassarem o tempo adicional gasto em laboratório com a sua preparação. As vantagens potenciais podem ser rapidamente anuladas se se verificarem problemas em termos de adesão dos *brackets*. Assim, na técnica indirecta, os valores de adesão alcançados inicialmente deverão poder resistir à remoção da moldeira de transferência e serem, pelo menos, semelhantes aos obtidos pela técnica directa.

A miríade de combinações possíveis na técnica indirecta – resultado das diferentes maneiras de obtenção do modelo de trabalho, moldeiras de transferência, adesivos e compósitos passíveis de serem usados – assim como a necessidade de reprodução de arcadas dentárias, implica, nos estudos laboratoriais, a necessidade de utilização de um número elevado de espécimes, pelo que, no presente estudo, se recorreu ao uso de dentes bovinos.

A utilização de dentes bovinos, geralmente dentes permanentes, como substracto para a adesão ao esmalte foi igualmente utilizada em diversos trabalhos (Klocke, Korbmacher et al. 2003; Klocke, Shi et al. 2003; Sfondrini, Cacciafesta et al. 2006; Valletta, Prisco et al. 2007).

No presente estudo foram utilizados dentes bovinos decíduos. Devido ao seu tamanho e morfologia – mais semelhante a incisivos superiores humanos permanentes – permitiram a elaboração de arcadas com 10 dentes e com um tamanho aproximado a uma arcada humana adulta. De acordo com a literatura, a utilização de dentes bovinos decíduos resulta em valores de adesão mais elevados do que a utilização de dentes bovinos permanentes (Oesterle, Shellhart et al. 1998).

A utilização de arcadas dentárias não se reveste de interesse quando se estuda valores de adesão na técnica directa. O mesmo não se passa na técnica indirecta onde se regista a presença de moldeiras de transferência, mais ou menos flexíveis, que necessitam de ser estabilizadas manualmente durante a polimerização dos adesivos e cuja inserção leva ao escorregamento tangencial do adesivos ao longo do dente. Pode ser discutível o facto de termos utilizado apenas incisivos, ao longo de toda a arcada. Devido à ausência de pré-molares,

estas arcadas não apresentam zonas marcadamente retentivas, que implicam uma maior fricção na inserção da moldeira de transferência, mas permitem uma melhor estabilidade da mesma.

No entanto, apenas alguns estudos utilizaram arcadas dentárias (Milne, Andreasen et al. 1989; Linn, Berzins et al. 2006; Wendl, Droschl et al. 2008) e destes, apenas dois, utilizaram uma arcada dentária com incisivos e pré-molares.

A utilização de cinzéis tem sido utilizada frequentemente como método de transmissão das forças nos ensaios mecânicos das forças de adesão ao esmalte. Ainda assim, há diversos estudos que assentam na aplicação de forças com ansas de arame (Jardim 1998; Shammaa, Ngan et al. 1999; Klocke, Shi et al. 2004; Sfondrini, Cacciafesta et al. 2004; Portugal 2008).

No presente trabalho, optou-se pela utilização da ansa de forma a manter uma uniformidade metodológica com a maioria dos estudos publicados e anteriormente desenvolvidos na área da ortodontia no laboratório de Biomateriais da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa, em que este trabalho se inseriu (Jardim 1998; Godinho J. 2007; Portugal 2008).

6.5.1 Técnica directa

A tentativa de comparação entre os vários estudos de adesão é sempre um ensaio difícil e arriscado, muitas vezes incorrecto, tendo em conta as inúmeras diferenças metodológicas que podem estar na origem das diferenças encontradas.

O *bracket* Victory não é um *bracket* integral, e a base de malha 80-G permite espaços suficientemente largos para a penetração do adesivo e da luz de polimerização (Cozza, Martucci et al. 2006) e tem sido um *bracket* largamente utilizado em estudos de adesão.

O enquadramento comparativo dos nossos resultados, com o reportado por outros autores, procura utilizar estudos em que o *bracket* utilizado foi o mesmo que nós utilizámos, ou em que é utilizado o mesmo tipo de substracto.

Os valores de 14,91 MPa obtidos no presente estudo pela técnica directa são superiores aos 11,7 MPa obtidos por Gronberg (2006) com o mesmo tipo de *brackets*, de adesivo e idêntico tempo de polimerização (10

segundos). A diferença encontrada poderá ser explicada pela diferença do grau de conversão do sistema adesivo, uma vez que, no presente estudo foi utilizado um fotopolimerizador LED de 1450 MW/cm^2 , enquanto que o fotopolimerizador utilizado por Gronberg, apresentava uma intensidade de apenas 1000 mW/cm^2 . A suportar esta hipótese está o facto de Gronberg ter verificado que um aumento do tempo de exposição para 20 segundos, aumentando desta forma o grau de conversão do sistema adesivo, se traduziu num aumento do valores de resistência adesiva ($13,7 \text{ MPa}$), para níveis próximos dos observados no presente estudo.

Os nossos resultados são igualmente semelhantes aos $13,9 \text{ MPa}$ obtidos por Klocke (2003) na adesão de *brackets* Mini mono (Forestadent) com o sistema adesivo Transbond XT. Embora o tipo de *bracket* utilizado no presente estudo seja diferente, os valores de adesão proporcionados por estes dois tipos de *brackets* é, de acordo com a literatura, semelhante (Cozza, Martucci et al. 2006).

Os valores de adesão obtidos neste trabalho são inferiores aos de dois estudos publicados em 2006.

Sfondrini (2006) obteve valores de adesão a dentes bovinos permanentes utilizando diversos fotopolimerizadores, tempos e distâncias. No entanto, apesar dos *brackets* serem da mesma série (Victory, 3M Unitek), Sfondrini usou *brackets* de incisivos inferiores. Está descrito que *brackets* com menor largura mesio-distal, como estes últimos, permitem uma melhor polimerização (Klocke, Korbmacher et al. 2002). Desta forma, os resultados mais elevados observados por estes autores podem ser devidos a uma maior conversão do sistema adesivo, resultante da utilização de *brackets* de incisivos inferiores.

Igualmente em 2006, Cozza e col. obtiveram $30,5 \text{ MPa}$ de valor de adesão de *brackets* Victory ao esmalte bovino com o sistema Transbond XT com polimerização de 10 segundos do *primer* e 20 segundos polimerização do *bracket*, utilizando uma lâmpada de halogéneo de 380 mW/cm^2 . Os valores mais elevados de adesão poderão ser explicados por estes autores terem avaliado as forças de adesão ao corte, através da utilização de um cinzel colocado ao nível da interface dente-compósito (Cozza, Martucci et al. 2006), diferindo significativamente do ponto de apoio utilizado no presente estudo.

6.5.2 Técnica indirecta

A literatura é escassa no que se refere aos estudos de adesão com a técnica indirecta. Para além disto, o facto das diferentes combinações de materiais usados na técnica indirecta, tais como *brackets*, adesivos e fotopolimerizadores, afectar sobremaneira os resultados, torna quase impraticável a discussão de resultados baseada na comparação com outros trabalhos da literatura.

No presente trabalho, a análise estatística não demonstrou a existência de diferenças entre a técnica directa e a técnica indirecta. Como se pode verificar, os valores médios de adesão obtidos com a técnica directa, situaram-se no intervalo de valores de adesão obtidos pelas diferentes combinações da técnica indirecta.

6.5.2.1 Influência do material de impressão

No presente trabalho foi testada a utilização de dois tipos diferentes de material de impressão. O alginato é o material utilizado na totalidade dos estudos de adesão indirecta, enquanto que o elastómero é o material de impressão pedido pelos laboratórios industriais que se dedicam à preparação de moldeiras de transferência para a técnica indirecta.

Apesar da capacidade de reprodução de detalhes ser melhor nas impressões de elastómero, o nosso trabalho permitiu avaliar que os resultados em termos de adesão não demonstraram diferenças significativas entre o uso dos dois materiais de impressão, sugerindo que, na técnica indirecta, pequenas variações na superfície do modelo de trabalho não parecem influenciar os valores de adesão obtidos para qualquer dos sistemas utilizados. Desta forma, não parece haver justificação para o pedido sistemático de impressões em elastómero efectuado pelos laboratórios industriais, no caso da técnica indirecta.

6.5.2.2 Influência da moldeira de transferência

O uso das diferentes moldeiras não conduziu a diferenças estatisticamente significativas nos valores de adesão. A pesquisa da literatura

não identificou estudos comparativos do efeito de diferentes tipos de moldeira em termos de valores de adesão.

Um dos problemas relacionado com a rigidez das moldeiras de transferência é a possibilidade de descimentação de *brackets* durante a sua remoção da moldeira, facto geralmente omissos nos estudos e raramente referido na literatura. Quando tal acontece, tem sido equacionado como um resultado nulo ou incorporados na análise estatística com o valor de “0 MPa” em termos de adesão (Thiyagarajah, Spary et al. 2006).

No presente trabalho, foi decidido considerar as descimentações durante a remoção da moldeira como resultados nulos, não influenciando estatisticamente os valores de adesão. Por um lado, a descimentação de um *bracket* durante a remoção da moldeira pode ser devido ao facto desse *bracket* apresentar um valor de adesão demasiado baixo, mas diferente de “0”, mas por outro lado, o *bracket* ter uma adesão semelhante ao resto do grupo, mas ter sido sujeito a uma tensão mais elevada durante a remoção da moldeira, devido à rigidez da moldeira ou aos procedimentos do operador.

No presente estudo, na execução da técnica indirecta foram perdidos quatro *brackets* durante a remoção da moldeira de transferência. Destes, três pertenciam ao grupo Bioplast/Duran e um à moldeira de Memosil, o que eventualmente poderá estar relacionado com a rigidez da primeira moldeira. No entanto, é importante sublinhar que a perda dos *brackets* se verificou apenas na primeira série experimental, o que não nos permite excluir a possibilidade de estar relacionado com o efeito de aprendizagem.

Qualquer uma das moldeiras estudadas, apesar de terem uma translucidez distinta, permitiram a fotopolimerização do adesivo com a fonte luminosa utilizada. Desta forma, a diferente translucidez das moldeiras, não constituiu um factor diferenciador da adesão com a utilização de dez segundos de polimerização por *bracket* com o sistema utilizado.

A literatura não apresenta estudos com utilização de moldeiras com a combinação de Memosil e Duran; contudo a utilização combinada destes dois materiais, para a elaboração de uma moldeira de transferência, é vantajosa em relação às outras moldeiras de transferência testadas porque; (i) da mesma maneira que a moldeira de transferência Bioplast/Duran apresenta uma camada exterior com maior rigidez que permite uma melhor estabilização sobre uma arcada dentária, (ii) permite que os *brackets* se encontrem mergulhados

num material com maior flexibilidade do que o Bioplast, importante sobretudo na presença de ganchos, (iii) permite a remoção da camada interna e um condicionamento mais fácil da base de compósito devido a uma melhor exposição desta.

6.5.2.3 Influência do adesivo utilizado

Dos três adesivos utilizados neste estudo, o adesivo fotopolimerizável Filtek Supreme XT Supreme mostrou resultados estatisticamente superiores em termos de valores de adesão, do que o adesivo Concise. O adesivo Sondhi apresentou valores de adesão intermédios entre o Filtek e o Concise.

Concise

A interface Concise obteve valores médios de adesão entre 11,66 e 16,49 MPa, sendo assim a interface que apresentou maior variabilidade em termos de valores médios de adesão.

O grupo 3, onde foi utilizada uma moldeira de transferência em Bioplast/Duran, foi aquele que apresentou o valor médio de adesão mais elevado (16,49 MPa). No entanto, foi igualmente o grupo que apresentou falha de dois *brackets* durante o processo de transferência, significando que a resistência obtida durante a colagem foi inferior à tracção exercida pela remoção da moldeira, deixando apenas os espécimes com melhor comportamento em taxa de adesão, elevando assim a média do grupo.

Tal como aconteceu no presente trabalho, os estudos de adesão indirecta com Concise mostram valores de adesão semelhantes à adesão directa executada com Concise (Hocevar and Vincent 1988; Shiau, Rasmussen et al. 1993; Sinha, Nanda et al. 1995).

A utilização de Concise líquido como interface adesiva entre uma base individualizada em compósito Concise, mesmo apenas com a limpeza da base individualizada de compósito apenas com escova e água permitiu a Shiau (1993) e a Sinha (1995) obterem valores de adesão semelhantes aos obtidos com a adesão directa proporcionado pelo sistema adesivo Concise. O sistema de aplicação do Concise utilizado em ambos os estudos foi semelhante ao utilizado no presente estudo. Assim a resina fluida Concise, parece igualmente

mostrar uma boa capacidade de utilização como interface adesiva com bases individualizadas elaboradas com o compósito fotopolimerizável Transbond XT.

A utilização de Concise coloca apenas dois problemas. Por um lado, o tempo de trabalho é curto para aplicação de uma camada homogénea sobre as faces dos dentes e sobre os *brackets* da moldeira, colocando igualmente o problema da quantidade de produto que é dispensado sobre as bases.

Estes factos poderão ser igualmente uma das principais fontes de variação dos valores de adesão obtidos com o Concise.

A utilização de Concise como interface adesiva poderia igualmente ter sido utilizada como um adesivo *no-mix*, como preconizado por Thomas (1979) que obteve igualmente resultados semelhantes em termos de adesão em comparação com a técnica directa (Hocevar, 1988, Milne 1989), com as mesmas vantagens de um adesivo *no-mix* como o Shondi (Mayes 1999).

O sistema adesivo Concise, apesar da crescente oferta no mercado de sistemas adesivos fotopolimerizáveis, continua a ser comercializado, podendo-se obter individualmente os seus diversos elementos, mantendo-se assim como uma alternativa ao sistema adesivo Shondhi Rapid Set.

Shondi

Os valores médios de adesão obtidos no presente estudo, com a utilização do sistema adesivo Shondhi Rapid Set, situaram-se entre os 12,87 e 16,57 MPa para os vários grupos e combinações testadas para este adesivo. Estes resultados são semelhantes aos obtidos igualmente em dentes bovinos por Klocke e Shi em 2003 (14,99 MPa) e em 2004 (14,31 MPa), mas inferiores aos obtidos por Klocke e Tadic em 2004 (18,02 MPa). Tendo estes dois autores utilizado os mesmos *brackets*, adesivos e a mesma técnica de transferência, uma moldeira de elastómero, os valores de adesão reportados demonstram a variabilidade, em termos de resultados, da técnica indirecta utilizada.

Na comparação dos valores de adesão obtidos por estes dois autores com o presente estudo tem de se ter em conta a utilização de *brackets* diferentes, a adesão ter sido executada a dentes bovinos permanentes e o facto de não ter sido executada a termociclagem, embora Daubd (2006) tenha mostrado que o Sistema Shondhi era pouco afectado pela termociclagem.

O adesivo Shondi, como qualquer sistema adesivo *no-mix*, precisa de um contacto íntimo entre as duas superfícies de adesão, para uma melhor mistura entre a base e o activador. Teoricamente, uma moldeira de transferência com uma superfície externa num material mais rígido permitiria um contacto mais íntimo entre a face do dente e a base individualizada. No entanto, foi com a impressão em alginato e uma moldeira em Memosil que se obtiveram os melhores resultados. Pode-se colocar a hipótese de que a inserção de uma moldeira rígida pode levar mais facilmente à alteração da proporção entre os dois componentes do adesivo, diminuindo desta forma os valores de resistência adesiva proporcionados pelo sistema *no-mix*.

Os valores de adesão obtidos no presente estudo são semelhantes aos obtidos por Linn (2006) e Daubd (2006), em dentes humanos, com o adesivo Shondi e com uma moldeira de transferência em Memosil, que não encontraram igualmente diferenças entre o uso deste sistema adesivo e a técnica directa com o sistema adesivo Transbond XT.

Na literatura não existe comparação entre o uso do adesivo Concise e do sistema adesivo Sondhi para a técnica indirecta, mas os resultados do presente trabalho não indicam diferenças em termos de valores de resistência adesiva ao corte. A introdução de carga no sistema adesivo Sondhi não parece trazer benefícios a curto prazo, no entanto a sua viscosidade permite uma aplicação mais uniforme de material sobre a base do *bracket* do que o adesivo sem carga Concise, o que é uma vantagem quando se pretende utilizar um sistema *no-mix*.

Filtek Supreme XT Flowable

O fabricante do compósito fluído Filtek Supreme XT Flow não indica a sua utilização como interface adesiva para a técnica indirecta. As indicações para o produto, incluem entre outras, a restauração de cavidades pouco invasivas, como *liner* por baixo de restaurações directas a compósito, como reparador de pequenos defeitos em restaurações indirectas e como selante, fazendo nota que a adesão ao substracto dentário deverá ser executada através de um adesivo devendo este ser polimerizado independentemente. Apesar disso, no presente trabalho, o Filtek Supreme XT Flow foi utilizado como interface adesiva e o *primer* foi polimerizado conjuntamente com o compósito

fluido tal como executado por outros autores (Linn, Berzins et al. 2006; Thompson, Drummond et al. 2008).

A informação sobre a utilização de compósitos fluidos fotopolimerizáveis em ortodontia é escassa, embora haja marcas comerciais que incluem este tipo de utilização nas indicações clínicas destes compósitos. É o caso da Reliance, que indica para o compósito fluído “Flow Tain Reliance”, devido à sua propriedade tixotrópica e ao facto de apresentarem um módulo de elasticidade mais baixo que um compósito normal, a sua utilização na técnica indirecta ou na adesão de *splints* e de retentores linguais³.

Em relação ao Filtek e ao Filtek Supreme XT Flow, apesar de não ser indicado pelo fabricante a sua utilização na técnica indirecta, a fluidez e as propriedades reológicas do mesmo, permitem a sua aplicação sobre a base de compósito individualizada dos *brackets*, na técnica indirecta, sem que haja escorregamento do material. Permite assim, controlar visualmente a quantidade de material aplicado, que vai constituir uma importante interface adesiva.

Os resultados da adesão com a utilização de “Filtek Supreme XT Flowable “ no presente estudo, entre 14,18 e 17,78 MPa de valores médios de adesão, são inferiores aos 19,3 MPa médios obtidos por Thompson (2008) com a técnica indirecta e a utilização de compósito Filtek Flow. Apesar deste autor ter utilizado o mesmo tipo de *brackets*, adesivos e substracto, o tempo de polimerização utilizado foi mais prolongado, 20 segundos (10 antes da remoção da moldeira e 10 depois da sua remoção) podendo os valores mais elevados ser o resultado de uma polimerização mais eficaz para a situação de adesão indirecta.

No presente trabalho houve uma especial atenção para minimizar a quantidade de *primer* aplicado sobre a base de compósito antes da aplicação do compósito fluído. A necessidade de aplicação de um *primer* sobre a base individualizada de compósito antes da aplicação do compósito fluído, igualmente utilizado por Thomas (2008), pode ser questionável. Linn, em 2006, aplicou directamente o compósito fluído sobre a base de compósito e não encontrou diferenças, em comparação com a técnica directa, em termos de forças de adesão ao corte. Do ponto de vista teórico, a colocação de *primer* sobre a base de compósito e sobre o esmalte, não sendo polimerizado, terá um efeito de alteração da carga do compósito fluído que vai constituir a interface

3 (www.relianceorthodontics.com)

adesiva entre o compósito da base do bracket e o esmalte. Contudo Pappachine (2007 e 2008) não registou diferenças significativas entre o uso de uma resina com carga ou sem carga na interface adesiva na reparação de compósitos.

No presente estudo foi colocado igualmente um *primer* sobre o esmalte. A ausência da necessidade de colocação de um *primer* sobre o dente poderia igualmente ser vantajosa do ponto de vista clínico, obviando mais um passo na técnica. No entanto, apesar da capacidade de penetração da resina dos compósitos fluidos entre os prismas de esmalte, a não aplicação de *primer* sobre o esmalte com a utilização dos compósitos fluídos contraindicado por Frankenber (2002), excepto com a utilização do compósito fluído Ultraseal XT Plus.

A obtenção de valores superiores de adesão proporcionados pela utilização do sistema adesivo Filtek Supreme XT Flowable/ Transbond XT *Primer* em relação ao Concise pode estar relacionado com as propriedades intrínsecas da resinas utilizadas na mistura ou relacionado com a carga.

Para além da vantagem em termos de valores de adesão, o compósito fluído, ao espalhar-se sobre o dente e sobre a superfície onde foi feita a aplicação de ácido pode-se comportar como um selante, com um efeito protector, tendo sido demonstrado que os adesivos fluidos podem ser usados como selantes com a mesma efectividade destes (Qin and Liu 2005).

6.5.3 Quantidade de adesivo remanescente sobre as superfícies dentárias

Apesar do presente trabalho ser efectuado sobre dentes bovinos e os seus resultados não poderem ser extrapolados para o material humano, na técnica indirecta o sistema adesivo Shondi apresentou uma maior incidência de falha tipo 0 do que os outros dois sistemas adesivos.

Quando se contabiliza conjuntamente as falhas tipo 0 e tipo 1, as mais favoráveis em termos clínicos, os sistemas adesivos Shondi e Concise apresentam-se melhores que a utilização do adesivo Filtek Supreme XT Flow, o que pode ser explicado pelos valores de adesão mais elevados obtidos por este último.

6.6 **CONCLUSÕES**

1. A utilização da técnica indirecta conduziu a valores de adesão ao corte semelhantes aos da técnica directa.

2. A utilização de alginato ou de elastómero, como materiais de impressão, não influenciou significativamente os valores de adesão obtidos pela técnica indirecta.

3. Não houve diferenças significativas em termos de valores de adesão ao corte entre as várias técnicas de transferência utilizadas. Assim, a escolha do tipo de moldeira de transferência não afecta os valores de adesão.

4. O sistema adesivo influenciou os valores de resistência adesiva ao corte. A utilização do adesivo Concise na presente técnica indirecta, que utilizou uma base de compósito fotopolimerizável, traduziu-se em valores de adesão significativamente inferiores aos obtidos com o sistema adesivo fotopolimerizado Transbond XT *Primer*/ Filtek Supreme XT Flow ou com adesivo *no-mix* Sondhi.

5. O tipo de falha não foi influenciado pela material de impressão, nem pela moldeira de transferência, tendo sido influenciado apenas pelo sistema adesivo utilizado. O sistema adesivo Filtek apresentou uma maior proporção de falha tipo 2, enquanto os sistemas adesivos Sondhi Rapid Set e Concise apresentaram uma maior proporção de falha tipo 1.

7 ADESÃO DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS AO ESMALTE HUMANO UTILIZANDO A TÉCNICA DIRECTA E INDIRECTA - EFEITO DO SISTEMA ADESIVO E DO ENVELHECIMENTO DA BASE DE COMPÓSITO.

7.1 INTRODUÇÃO

O recurso à técnica indirecta implica a realização de toda uma série de procedimentos laboratoriais, diferidos no tempo, do momento em que se processa a adesão final ao esmalte dos dentes. Tal pode acontecer por: (i) recurso a laboratórios externos, cujo tempo de execução depende do processamento interno e de expedição inerentes a cada laboratório, (ii) tempo que medeia entre a recepção da moldeira, até à consulta de adesão, ou (iii) por alteração da consulta para uma data posterior.

Assim, nas técnicas indirectas que pressupõem a união do *bracket* aos modelos de gesso com compósito, a preparação laboratorial pode preceder em vários dias a colocação clínica dos *brackets*. Este intervalo de tempo leva a um envelhecimento da base do *bracket*, que pode influenciar os níveis de adesão, sendo mais um factor a considerar na utilização da técnica indirecta.

7.1.1 Valores de adesão obtidos com o Transbond XT / Transbond XT Adhesive Primer e *brackets* Victory.

O sistema adesivo Transbond XT, composto pelo ácido, *primer* e adesivo, tem sido largamente estudado e usado como controlo, em numerosos estudos, juntamente com os *brackets* da série Victory (3M Unitek), sendo amplamente utilizado nos vários programas de pós-graduação nos EUA. Assim, ao longo da última década, vários investigadores obtiveram um amplo espectro de resultados de resistência adesiva ao corte com este sistema adesivo (Cal-Neto, Miguel et al. 2006; Cozza, Martucci et al. 2006; Daub, Berzins et al. 2006;

Linn, Berzins et al. 2006; Thind, Stirrups et al. 2006; Al-Saleh and El-Mowafy 2010).

Adesão a dentes humanos com a técnica directa.

Na última década assistiu-se a uma alteração significativa da potência dos aparelhos de fotopolimerização e, mais recentemente, tem-se verificado uma transição dos fotopolimerizadores de halogéneo para os LED, com um consequente aumento de potência. O aumento de potência das fontes de luz tem sido acompanhado por uma tendência para reduzir os tempos de exposição utilizados na clínica. Alguns autores optaram pela polimerização do *primer* antes da cimentação do bracket. Seguidamente apresentamos os resultados dos diferentes estudos que mostram as tendências acima descritas.

Picket (2001) obteve 11,2 MPa, após polimerização durante 10 segundos do *primer* e 40 segundos do *bracket* com uma lâmpada Ortholux XT (Pickett, Sadowsky et al. 2001).

Bishara (2002) obteve 10,4 MPa com o grupo de controlo, utilizando *brackets* de incisivos centrais colados a pré-molares, com 20 segundos de polimerização (Bishara, Ajlouni et al. 2002) .

Arnold (2002) obteve valores de adesão ao corte de 9,7 Mpa para o grupo de controlo, com o compósito polimerizado com uma lâmpada de halogéneo Optilux de 425 mW durante 40 segundos (Arnold, Combe et al. 2002).

Schaneveldt (2002) obteve valores de adesão ao corte de $14,82 \pm 2,62$ MPa para o grupo de controlo, com polimerização de 10 segundos do *Primer* e o compósito polimerizado durante 40 segundos com uma lâmpada de Halogéneo XL 3000 (3M) (Schaneveldt and Foley 2002).

Polat (2004) obteve 12.8 ± 5.4 MPa para o grupo de controlo, polimerizado durante 40 segundos (Polat, Karaman et al. 2004).

Trites (2004) obteve valores de adesão ao corte de $12,71 \pm 3,78$ MPa com uma polimerização de 40 segundos com uma lâmpada de halogéneo de 400 mW, não observando falhas a nível da interface adesiva e apenas registando 3,3% de falhas tipo 3 (Trites, Foley et al. 2004).

Linn, em 2006, utilizando uma lâmpada Optilux 501 (Demetron) de 800 mW com um tempo de polimerização de 20 segundos obteve valores de resistência ao corte de 16,27 MPa (Linn, Berzins et al. 2006).

Trites em (2004) obteve $12,71 \pm 3,78$ MPa polimerizando o *primer* durante 10 segundos e posteriormente o compósito durante 40 segundos com uma lâmpada Ortholux XT (Trites, Foley et al. 2004).

Cal-Neto, em 2006, com 20 segundos de polimerização com uma lâmpada de halogéneo de 400 mW obteve 11,3 MPa embora os testes de adesão fossem 30 dias após a cimentação dos *brackets* (Cal-Neto, Miguel et al. 2006).

Thind (2006) num estudo comparativo entre diferentes fontes luminosas de polimerização, obteve com uma lâmpada de halogéneo de 400 mW de potência, durante 20 segundos, um valor de adesão ao corte de $6,83 \pm 2,68$ MPa, com uma lâmpada de Plasma Ortholite, durante 6 segundos, obteve $7,14 \pm 1,80$ MPa e com uma lâmpada LED de 1000 mW de potência, durante 10 segundos, obteve um valor de adesão de $6,70 \pm 2,25$ MPa (Thind, Stirrups et al. 2006).

Mohamed Al-Saleh, em 2010, num estudo comparativo entre diversos sistemas adesivos obteve valores de $18,6 \pm 4,9$ MPa com 20 segundos de polimerização com uma lâmpada de halogéneo Spectrum 800 (Dentsply).

Apesar das diferenças metodológicas dos vários trabalhos efectuados com *brackets* Victory, em dentes humanos, os valores de adesão reportados não mostram grande variabilidade, com excepção dos dois últimos estudos.

7.1.2 Adesão a dentes humanos com a técnica indirecta

A utilização de dentes humanos em estudos laboratoriais envolvendo a técnica indirecta é escassa na literatura.

Utilização de bases de compósito autopolimerizável

Thomas em 1979, como já foi referido, descreveu pela primeira vez a utilização de bases individualizadas de compósito. O sistema adesivo utilizado foi o Concise, que era o adesivo de referência à época.

Em 1988, Hocevar publicou um dos primeiros estudos laboratoriais comparativos entre a técnica directa e a técnica indirecta, utilizando a técnica de Thomas e o adesivo Concise. O autor referiu o aparecimento de bolhas de ar na interface entre o compósito e o dente, resultante da técnica, em 22% da amostra. A presença de bolhas de ar levava a uma diminuição de 50% dos valores de resistência adesiva. O seu preenchimento posterior com adesivo, permitia a obtenção de valores de resistência adesiva semelhantes aos espécimes sem bolhas. Assim, não encontrou diferenças em termos dos valores de adesão entre as duas técnicas, desde que as bolhas de ar presentes na técnica indirecta ao nível da margem adesiva fossem seladas (Hocevar and Vincent 1988).

Milne, em 1989, utilizando arcadas completas com pré-molares e incisivos humanos de maneira a mimetizar a situação clínica, comparou a técnica directa com a técnica indirecta de Thomas, utilizando igualmente o sistema adesivo Concise. Não encontrou diferenças significativas em termos de valores de adesão ao corte entre as duas técnicas. Assim, concluiu que a técnica indirecta de Thomas apresentava vantagens, por controlar os excessos de resina e minimizar a formação de bolhas de ar entre as bases dos *brackets* e os dentes (Milne, Andreasen et al. 1989).

Na técnica indirecta, o sistema adesivo autopolimerizável Concise foi sendo substituído, sobretudo durante a última década, por sistemas adesivos fotopolimerizáveis, sendo o último artigo sobre a técnica indirecta a utilizar o compósito Concise, publicado em 2008 por Wendl. Este autor, utilizando arcadas dentárias feitas com dentes humanos, não encontrou diferenças em termos de valores de adesão ao corte entre a técnica directa e a técnica indirecta utilizando uma moldeira de transferência mecânica com braços pneumáticos. Na técnica indirecta utilizou o Concise para formar as bases individualizadas e o adesivo Transbond XT *Primer*, para a adesão ao dente. Na técnica directa utilizou o sistema adesivo Transbond XT (Wendl, Droschl et al. 2008).

Estudos laboratoriais em dentes humanos com a técnica indirecta com bases individualizadas em compósito fotopolimerizável

Os estudos em dentes humanos que comparam os valores da técnica directa com os da técnica indirecta, utilizando bases individualizadas em compósito fotopolimerizável, apresentam resultados contraditórios em termos de força de adesão ao corte. A maioria não mostrou diferenças entre a técnica directa ou a indirecta (Yi, Dunn et al. 2003; Daub, Berzins et al. 2006; Linn, Berzins et al. 2006).

Yi e Dunn, em 2003, estudaram a adesão de *brackets* com o compósito fotopolimerizável Transbond APC (3M Unitek) em pré-molares humanos. Compararam a técnica directa, em que foi utilizado o adesivo fotopolimerizável Transbond XT (3M Unitek), com a técnica indirecta segundo a metodologia prescrita por Sondhi, com o adesivo Sondhi Rapid Set (3M Unitek). Não encontraram diferenças significativas em termos de adesão (Yi, Dunn et al. 2003).

Resultados semelhantes foram obtidos com a utilização de outros compósitos que não o Transbond XT e adesivos fotopolimerizáveis

Linn em 2006, utilizando *brackets* Victory e moldeiras de transferência em Memosil, comparou dois compósitos fotopolimerizados para elaboração das bases individualizadas e dois sistemas adesivos, um autopolimerizável *no-mix* e um fotopolimerizável. Num grupo foi utilizado o sistema preconizado por Sondhi, bases no compósito Transbond XT e a adesão com o adesivo Sondhi Rapid Set (3M Unitek). No outro, a adesão dos *brackets* ao modelo de trabalho foi feita com o compósito fluido fotopolimerizável Enlight LV (Ormco, EUA) e a adesão ao esmalte com a combinação do mesmo compósito e o adesivo Ortosolo *Primer* (Ormco, EUA). O autor não encontrou diferenças significativas em termos de adesão entre os dois sistemas adesivos ou entre estes e a técnica directa, com o sistema adesivo Transbond XT (Linn, Berzins et al. 2006).

No entanto, Polat (2004) apresentou valores significativamente inferiores para a técnica indirecta, em comparação com a técnica directa (Polat, Karaman et al. 2004).

Polat, neste estudo comparativo da técnica indirecta com a técnica directa, usou 60 pré-molares humanos montados em arcadas com 10 pré-molares. Foram utilizados *brackets* Victory e o sistema de adesão directa foi

feito com o Transbond XT polimerizado durante 40 segundos. Na técnica indirecta utilizou dois sistemas. No grupo I, utilizou o sistema de bases individualizadas de compósito termopolimerizado e um adesivo *no-mix* (Therma Cure e Custom IQ). No outro grupo, utilizou o sistema de bases individualizadas de compósito fotopolimerizado e um adesivo *no-mix* (Transbond XT e Shondhi Rapid Set). As bases de compósito foram micro-abrasionadas e limpas com acetona. Foi utilizada uma moldeira de elastómero.

Os valores de adesão ao corte do grupo II (Transbond XT e Shondhi Rapid Set) foram significativamente inferiores aos do grupo I e aos valores de adesão obtidos com a técnica directa (Polat, Karaman et al. 2004). A limpeza da base de compósito com acetona, facto pouco estudado, pode ter influenciado negativamente um dos sistemas adesivos.

7.1.3 Envelhecimento de compósitos

Na técnica indirecta, quando são utilizadas bases individualizadas de compósito, torna-se necessário utilizar um adesivo, de maneira a promover a união tanto ao esmalte dentário como à superfície de compósito pré-polimerizado da base. O tempo que medeia entre a preparação, a polimerização das bases de compósito e o processo de adesão pode variar entre horas a dias, dependente de vários factores. Desta forma, poderemos estar a lidar com diversos graus de envelhecimento do compósito, o que poderá ter alguma influência nos valores de adesão.

Ao fazer uma revisão da literatura, são diversos os estudos encontrados que se debruçam sobre este tema. No entanto, quase todos eles foram realizados no âmbito da dentisteria.

A adesão imediata de um novo incremento de compósito a outro previamente polimerizado, como acontece na técnica incremental em dentisteria, possibilita a obtenção de uma interface adesiva entre os dois incrementos com valores de resistência adesiva semelhantes à resistência coesiva do compósito (Rinastiti, Ozcan et al.; Shawkat, Shortall et al. 2009). No entanto, na reparação de compósitos, os valores de adesão entre o compósito envelhecido e o novo compósito apresentam geralmente valores inferiores (Jardim 1998), podendo resultar em valores 15 a 59% menores do que os valores de resistência coesiva do compósito (Fawzy, El-Askary et al. 2008).

Essa diminuição depende igualmente do tipo de compósito (Boyer, 1984; Arzabal, 1986; Sauders 1990; Lekka, 1990).

Vários têm sido os factores cuja influência sobre os valores de adesão entre dois incrementos de compósito tem sido referida. De entre eles, refira-se a contaminação, o desgaste e o envelhecimento do compósito pré-polimerizado.

Com o envelhecimento do compósito, menos grupos de metacrilatos não reagidos são encontrados e ligações cruzadas mais extensas reduzem a capacidade do novo monómero penetrar na matriz. Por outro lado, o desgaste leva à exposição de partículas de sílica que perdem a cobertura por silanos e consequentemente, perdem a capacidade de reacção química com a nova resina (Soderholm 1990).

É ainda conhecido que as resinas compostas sofrem um processo de degradação e deterioração no ambiente intra-oral com o tempo, onde a permeabilidade do compósito leva à hidrólise e à lexiviação. Apesar de lento, este processo, vai contribuir para a degradação dos polímeros. Na hidrólise ocorre a cisão do polímero através do fornecimento de um átomo de hidrogénio e de um grupo hidroxil por parte da água, na lexiviação, através da libertação da carga (Soderholm 1990).

A imersão das resinas em água pode afectar tanto os valores de resistência mecânica, como da sua reparação. O efeito da imersão em água a 37°C foi estudado, entre outros autores, por Soderholm (1991) que estudou a resistência à flexão para o compósito P30. Até 60 dias de imersão não encontrou uma diminuição dos valores de resistência à flexão, tendo registado uma degradação dos valores aos 90 e aos 360 dias (Soderholm and Roberts 1991).

Assim, na tentativa de aumentar os valores de adesão entre os dois incrementos, têm sido preconizadas várias técnicas operatórias que compreendem o prévio tratamento mecânico e químico do substrato ou a utilização de sistemas adesivos como promotores de adesão (Ozcan, Barbosa et al. 2007; Papacchini, Radovic et al. 2008; Perriard, Lorente et al. 2009).

Perriard (2009) estudou a reparação de discos de compósitos de nanopartículas, envelhecidos durante 1 mês em água. A superfície a ser reparada sofreu 5 tratamentos alternativos: remoção da camada superficial com uma broca de tungsténio, utilização de um jacto de óxido de alumínio, condicionamento com ácido fosfórico, asperização da superfície e aplicação de

um adesivo como interface. A asperização da superfície e a aplicação de um adesivo como interface permitiu obter valores de adesão apenas 25 a 30 % inferiores ao valor coesivo do substrato (Perriard, Lorente et al. 2009).

Papacchini (2007) estudou a utilização de um adesivo sem carga, de um silano e de dois compósitos fluidos (Filtek Supreme XT Flow e Gradia LoFlo) em várias combinações, na reparação de um compósito híbrido (Gradia Direct, GC), envelhecido durante 1 mês, numa solução salina a 37°C. As superfícies polimerizadas na ausência de oxigénio foram asperizadas com óxido de alumínio, com ácido fosfórico e lavadas. Os dois compósitos fluidos, Filtek Supreme XT Flow e Gradia LoFlo obtiveram valores de adesão semelhantes. A utilização do compósito fluido Filtek Supreme XT Flow como interface adesiva obteve valores de adesão ao corte superiores a todas as combinações de silanos e de *self etching primers* (SEP), tanto às 24 h após a adesão, como após 5000 ciclos de termociclagem (Papacchini, Toledano et al. 2007).

A necessidade de utilização de adesivos conjuntamente com compósitos fluidos na reparação de compósitos parece não se justificar, tal como evidenciado por Papacchini que, em 2008, estudou a reparação dos compósitos Filtek Supreme XT e Gradia Direct Anterior, envelhecidos durante 1 mês em ambiente húmido a 37°C. As superfícies foram preparadas com jacto de óxido de alumínio, limpas com ácido fosfórico e lavadas. Foram estudados os níveis de adesão obtidos com dois compósitos fluidos, Filtek Supreme XT Flow e Gradia LoFlo, com ou sem a utilização de um de dois adesivos, Adper Scotchbond XT ou Scotchbond Multi-Purpose. A utilização apenas de compósitos fluidos, sem o uso de adesivos, apresentou os melhores resultados em termos de adesão, com um tipo de fractura predominantemente do tipo coesivo (Papacchini, Radovic et al. 2008).

A interface compósito/adesivo é determinante na técnica indirecta de Thomas, assemelhando-se à interface obtida na reparação de compósitos. No entanto, existem algumas diferenças; uma delas resulta do facto de nos estudos sobre reparação de compósitos o substrato ser envelhecido em ambiente húmido, enquanto que nos procedimentos da adesão de *brackets* pela técnica indirecta, com a utilização de bases de compósito envelhecidas, as bases individualizadas são mantidas em ambiente seco (Klocke, Tadic et al. 2004).

A adesão a substratos envelhecidos em ambiente seco por períodos variáveis, não tem merecido especial atenção, como se constata do reduzido número de trabalhos na literatura (Shiau, Rasmussen et al. 1993; Klocke, Tadic et al. 2004). Existem alguns estudos em relação a compósitos laboratoriais utilizados para a fabricação de facetas ou *inlays*, mas poucos envolvendo compósitos utilizados no fabrico das bases individualizadas da técnica indirecta.

Helvatjoglou-Antoniadi (1991) estudou a microdureza de compósitos fotopolimerizáveis guardados a seco ou em ambiente húmido, demonstrando um aumento dos valores de microdureza ao longo das primeiras quatro semanas, em resultado do aumento de ligações cruzadas (*cross-linking*) dos compósitos, embora os compósitos conservados em ambiente húmido apresentassem uma zona superficial com menor dureza (Helvatjoglou-Antoniadi, Papadogianis et al. 1991).

Após a adesão do novo compósito, parece que os valores de adesão não são influenciados pelo facto dos espécimes serem guardados a seco, ou em imersão até 24 horas. Hisamatsu (2002) avaliou a adesão de um compósito laboratorial à base de UDMA, após 24 horas em imersão, em comparação com espécimes guardados à mesma temperatura a seco. Como agentes promotores da adesão, foram utilizados *primers* de silano e adesivos sem carga, não tendo sido encontradas diferenças em termos de força de adesão entre os dois métodos de conservação dos espécimes (Hisamatsu, Atsuta et al. 2002).

Na técnica indirecta, Schiau (1993), em dentes bovinos e utilizando o sistema Concise, comparou os valores de adesão ao corte entre a técnica directa, com a técnica de Thomas modificada. Neste trabalho, a adesão ao esmalte foi executada 7 dias após a elaboração das moldeiras de transferência, guardadas em seco, verificando que não havia diferenças significativas entre os dois grupos (Shiau, Rasmussen et al. 1993).

Klocke (2003), igualmente em dentes bovinos, comparou a técnica directa com vários sistemas adesivos para a técnica indirecta. A adesão ao esmalte dentário foi executada uma semana após a elaboração da moldeira de transferência, não tendo encontrado diferenças em relação à técnica directa, em termos de valores de adesão, para os grupos experimentais que utilizaram o compósito Transbond XT ou o Phase II como base individualizada dos *brackets* (Klocke, Shi et al. 2003).

Visando analisar o efeito de tempos de envelhecimento superiores a uma semana Klocke, em 2004, estudou o efeito do envelhecimento da base individualizada de compósito durante 7, 15, 30 e 100 dias. Neste estudo foram utilizados dentes bovinos, *brackets* Mini Mono Forrestadent e dois sistemas de adesão indirecta. Num dos grupos foi utilizado o sistema Phase II / Reliance IQ (autopolimerizável/*no-mix*) e no outro, o sistema Transbond XT / Sondhi (fotopolimerizável/*no-mix*). Foram executadas moldeiras de transferência em vinil-polisiloxano. As bases dos *brackets* foram preparadas com jacto de óxido de alumínio durante 3 segundos e guardadas em ambiente seco à temperatura de 23º C. A adesão ao esmalte foi executada para cada grupo, após 1, 7, 15, 30 e 100 dias. Aos 1, 7, 15 e 30 dias não foram encontradas diferenças significativas nos valores de adesão ao corte entre os vários grupos, para os vários intervalos de tempo. Aos 100 dias de intervalo, não houve uma diferença significativa entre os dois sistemas adesivos, mas ambos apresentaram uma diminuição significativa dos valores de adesão ao corte, em comparação com os outros intervalos de tempo (Klocke, Tadic et al. 2004).

7.1.4 Tipo de falha – Implicações clínicas

Um dos problemas com que os clínicos se vêem confrontados no final do tratamento, é a existência de compósito residual sobre o esmalte dentário, a qual vai implicar a necessidade do uso de instrumentos rotativos – brocas e escovas – para a sua remoção e polimento do esmalte, o qual está associado à perda de esmalte da superfície dentária. A quantidade, o tipo de compósito e o método de remoção, influenciam directamente a quantidade de perda do esmalte dentário (Pus and Way 1980).

Há uma grande variabilidade nos resultados experimentais referentes a valores de “0” para o ARI (Índice de Adesivo Remanescente, traduz a ausência de compósito sobre o dente), na utilização da técnica directa, com a utilização dos *brackets* Victory. Autores como Cal-Neto (2006) reportam valores de aproximadamente 50%, Schaneveldt (2002) 2,5%, e Trites (2004) apresenta valores de 0%, tanto às 24 h, como aos 3 meses.

O tipo de falha está associado a vários factores, entre eles o compósito e o adesivo utilizado.

Em relação aos compósitos fotopolimerizáveis da 3M Unitek, tanto o Transbond XT, como o APC, parecem produzir resultados semelhantes em termos de adesivo remanescente (Cal-Neto, Miguel et al. 2006).

Em relação aos sistemas adesivos existe uma diferença significativa entre adesivos tradicionais e SEP, com estes últimos a apresentarem uma maior ausência de compósito sobre a face do esmalte (Trites, Foley et al. 2004; Cal-Neto, Miguel et al. 2006).

Na técnica indirecta, em que existe uma base individualizada de compósito polimerizado, há a considerar a interface adesivo/compósito e adesivo/esmalte. Se, durante a remoção, a fractura do compósito se verificar ao nível dessas interfaces, então a quantidade de adesivo residual seria mínima.

Linn (2006) comparou a quantidade de adesivo remanescente, entre a técnica directa e a técnica indirecta, com a utilização de adesivos fotopolimerizáveis ou de sistemas *no-mix* (Sondhi), através da utilização do ARI. Referiu que apenas o sistema indirecto com adesivo *no-mix* apresentou faces de esmalte sem resíduos (25%), tendo tanto a técnica directa como a indirecta com adesivo fotopolimerizável, apresentado quantidades significativamente maiores de adesivo remanescente sobre as faces dentárias do que o que se verificou com o adesivo *no-mix* (Linn, Berzins et al. 2006).

7.2 JUSTIFICAÇÃO

O estudo que se identificou na literatura sobre os efeitos de envelhecimento das bases individualizadas de compósito utilizadas na técnica indirecta (Klocke, Tadic et al. 2004), foi executado em dentes bovinos, com moldeiras de transferência individuais, não tendo sido estudados adesivos fotopolimerizáveis.

O presente estudo foi desenhado para responder, entre outras questões, ao efeito do envelhecimento das bases individualizadas de compósito na adesão ao esmalte humano.

Para responder à questão da influência do tempo que decorre entre a preparação das moldeiras de transferência e a adesão ao esmalte, sobre os valores de adesão ao corte e sobre o tipo de falha, foi desenhado o presente estudo, no qual se considerou um intervalo de 1 dia e de 28 dias, entre o tempo

de elaboração da moldeira de transferência e a adesão ao esmalte humano. O intervalo de 1 dia representa um intervalo de tempo razoável, quando a clínica possui laboratório próprio. Foi igualmente estudado um intervalo de 28 dias, pois este intervalo pode facilmente surgir na prática clínica diária, seja por tempo imputado ao laboratório externo, seja devido à marcação da consulta de colocação do aparelho multi-*brackets*.

Os resultados do estudo anterior estiveram na base das opções metodológicas assumidas neste estudo. As técnicas de obtenção dos modelos de trabalho e as moldeiras de transferência foram escolhidas em função dos sistemas que apresentaram melhores resultados no estudo anterior, tal como a escolha dos produtos utilizados para a adesão. A selecção da moldeira de transferência foi feita de acordo com a mais frequentemente descrita na literatura.

7.3 OBJECTIVOS

Este segundo estudo teve por objectivo comparar, em dentes humanos, a eficácia da técnica indirecta em relação à técnica directa, utilizando diferentes sistemas adesivos e estudar a influência do envelhecimento da base de compósito, dando resposta às seguintes perguntas de natureza objectiva:

1. Comparar os valores médios de resistência adesiva ao corte obtidos pela técnica indirecta com a técnica directa, testando as seguintes hipóteses:

H_0 : Os valores médios de resistência adesiva ao corte de *brackets* obtidos pela técnica indirecta – 1 e 28 dias de intervalo – para qualquer dos sistemas adesivos utilizados, não apresentam diferenças significativas em relação à técnica directa.

H_1 : Os valores médios de resistência adesiva ao corte de *brackets* obtidos pela técnica indirecta – 1 e 28 dias de intervalo – para qualquer dos sistemas adesivos utilizados apresentam diferenças significativas em relação à técnica directa.

2. Comparar os valores médios de resistência adesiva ao corte de diferentes sistemas de adesão na técnica indirecta – 1 dia de intervalo - , testando as seguintes hipóteses:

H_0 : Os valores médios de resistência adesiva ao corte não são influenciados de forma significativa, pelo sistema adesivo.

H_1 : Os valores médios de resistência adesiva ao corte são influenciados significativamente pelo sistema adesivo.

3. Comparar os valores médios de resistência adesiva ao corte de diferentes sistemas de adesão na técnica indirecta – 28 dias de intervalo - , testando as seguintes hipóteses:

H_0 : Os valores médios de resistência adesiva ao corte não são influenciados de forma significativa, pelo sistema adesivo.

H_1 : Os valores médios de resistência adesiva ao corte são influenciados significativamente pelo sistema adesivo.

4. Para cada um dos adesivos, estudar na técnica indirecta, a influência do envelhecimento da base individualizada de compósito dos *brackets*, sobre os valores médios de resistência adesiva ao corte, utilizando diferentes sistemas adesivos e testando as seguintes hipóteses:

H_0 : O envelhecimento da base de compósito não afecta os valores médios de resistência adesiva ao corte dos diferentes sistemas adesivos.

H_1 : O envelhecimento da base de compósito afecta os valores médios de resistência adesiva ao corte dos diferentes sistemas adesivos

5. Avaliar a influência do adesivo utilizado e do tempo de intervalo - 1 e 28 dias – sobre o tipo de falha dos *brackets* descimentados do esmalte humano que ocorreram na técnica indirecta, considerando as seguintes hipóteses:

H_0 : O sistema adesivo e o intervalo de tempo não influenciam significativamente o tipo de falha.

H_1 : O sistema adesivo e o intervalo de tempo influenciam significativamente o tipo de falha.

7.4 MATERIAIS E MÉTODOS

7.4.1 Tipo de estudo

Estudo experimental, laboratorial, com grupo de controlo.

7.4.2 Delineamento experimental

Neste estudo, foram constituídos dois grupos experimentais, de acordo com o tempo de envelhecimento da base de compósito (um dia vs. quatro semanas). Estes grupos foram subdivididos posteriormente em 6 subgrupos, em função dos 3 sistemas adesivos em estudo. Foram constituídos assim 6 grupos experimentais para a técnica indirecta e um grupo para a técnica directa, que serviu como controlo (Tabela 7.1).

Tabela 7.1- Grupos experimentais.

Grupo	Técnica	Intervalo de tempo	Sistema adesivo	Tipo de polimerizaçãp
1	indirecta	1 dia	Transbond XT Adhesive Primer Filtek Supreme XT Flow	fotopolimerizável
2	indirecta	2 dia	Sondhi Rapid Set	autopolimerizável <i>no-mix</i>
3	indirecta	3 dia	Concise	autopolimerizável
4	indirecta	28 dias	Transbond XT adhesive Primer Filtek Supreme XT Flow	fotopolimerizável
5	indirecta	28 dias	Sondhi Rapid Set	autopolimerizável <i>no-mix</i>
6	indirecta	28 dias	Concise	autopolimerizável
7	directa		Sistema adesivo Transbond XT	fotopolimerizável

No primeiro agrupamento, a adesão dos *brackets* ao esmalte foi feita aproximadamente um dia após a preparação em laboratório da moldeira de transferência, situação que pretende reproduzir a realidade de quando existe um laboratório dentro da clínica.

No segundo agrupamento, a adesão foi executada 4 semanas após a preparação laboratorial da moldeira de transferência.

7.4.3 Materiais

Brackets

Foram usados *brackets* ortodônticos Victory (3M/Unitek, EUA) para pré-molares superiores, com 0º de angulação e 0º de inclinação. A base destes *brackets* apresenta uma superfície nominal de 10,28 mm² sendo coberta por uma rede metálica, para efeitos de adesão.

Compósito

A adesão dos *brackets* ao gesso foi efectuada utilizando o compósito ortodôntico fotopolimerizável Transbond XT (3M/Unitek), composto por 18% de Bis-GMA, 12% de Bis-BDMA e 78% de carga inorgânica constituída por partículas de sílica. Este compósito constituirá posteriormente a base individualizada que irá ser unida ao dente através do adesivo.

Unidades de foto-polimerização

A polimerização do compósito das bases dos *brackets* foi feita utilizando uma câmara de luz (Finolux, Ziro-Dent, Alemanha) com 4 lâmpadas de 9 watts cada, com uma emissão luminosa entre os 400nm e os 500nm (PL-S-9w/52/2P, Phillips, Holanda).

A polimerização dos adesivos foto-polimerizáveis foi efectuada utilizando uma lâmpada LED Demetron 2 (Kerr, EUA), que foi testada antes e depois da polimerização de cada grupo, considerando-se sempre necessário a obtenção de leituras superiores a 1400 mW/cm².

Dentes

Foram usados dentes pré-molares humanos, extraídos por motivos ortodônticos, em diversos consultórios localizados na área urbana de Lisboa.

Foram excluídos os dentes que apresentavam cáries extensas, tratamentos radiculares, cáries ou restaurações vestibulares, alterações significativas de forma ou textura do esmalte ou descalcificações envolvendo as faces vestibulares.

Após remoção dos restos orgânicos mais visíveis, os dentes foram lavados em água corrente e conservados numa solução de tri-hidrato de cloramina a 0,5% à temperatura ambiente, até à preparação para o estudo experimental, conforme as especificações da ISO (ISO/TS 11405:2000 E).

Preparação dos espécimes

- Limpeza da face vestibular com jacto de bicarbonato com um ProphyJet (EMS, Suíça).
- Em cada grupo experimental, os dentes foram montados sobre uma base de gesso, reproduzindo uma arcada regular de tamanho médio, com as raízes em posição perpendicular ao plano oclusal (Figura 7.1).



Figura 7.1 - Arcada dentária formada com 10 pré-molares montados em gesso

- A remoção de eventuais resíduos de gesso que tivessem ficado depositados sobre as superfícies de esmalte, foi efectuada por meio de uma escova rotativa, seguindo-se um período de 24 horas em meio saturado de água à temperatura ambiente.
- As impressões das arcadas em alginato foram efectuadas utilizando moldeiras metálicas *rim-lock* (“ASA”) e alginato ortodôntico (Orthoprint, Zhermack, Itália), espatulado mecanicamente numa misturadora de alginato Migma (Mikrona Technologi A.G, Suíça).

- A obtenção dos modelos de trabalho foi feita em gesso tipo IV Snow-White 0-67 (Ormodent, França). O gesso foi preparado de acordo com as indicações do fabricante e espatulado em vácuo numa espatuladora mecânica Vacuum Power Plus (Whip-Mix, EUA) e as impressões foram corridas com o auxílio de um vibrador de gesso AO125TOP (Dentalfarm, Itália).
- Após um período de 24 horas de secagem em meio ambiente, o modelo foi isolado, com a aplicação de uma fina camada de isolante de modelos (Ivoclar Vivadent, EUA).
- A adesão dos *brackets* aos modelos foi feita com o compósito fotopolimerizável Transbond XT (3M/Unitek, EUA). Após a colocação do compósito sobre as respectivas bases, os *brackets* foram posicionados e pressionados sobre a zona central da face vestibular dos dentes, sendo os excessos removidos com uma sonda exploradora (Figura 7.2).



Figura 7.2 - Brackets posicionados sobre as arcadas dentárias

- Após o posicionamento dos *brackets* no modelo, foi feita a polimerização inicial do compósito colocando-se o modelo durante 10 minutos numa câmara de luz (Finolux, Ziro-Dent, Alemanha).
- Colocação de um rolete de um silicone de adição transparente, Memosil 2 (Heraeus Kulzer, Alemanha) envolvendo apenas os *brackets*.
- Execução de uma moldeira de transferência com uma placa de Duran (Sheu-Dental, Alemanha) com 0,5 mm de espessura, aplicada com uma máquina de pressão Biostar (Sheu-Dental, Alemanha) usando uma pressão média de $5,4 \text{ kg/cm}^2$, seguindo-se as indicações do fabricante.
- Desenho dos limites da moldeira com um marcador, devendo no lado lingual estender-se até ao nível dos *brackets* e em vestibular envolver

completamente o rolete de silicone. O corte dos limites foi efectuado com uma pedra verde Komet-dental (Gebr.Brasseler, Alemanha) montada numa peça de mão.

- Imersão do modelo e da moldeira em água tépida, durante 20 minutos para dissolução do isolante.
- Remoção da moldeira e dos *brackets* do modelo, seguida de secagem com jacto de ar.
- Polimerização adicional das bases dos *brackets* durante 5 minutos em câmara de luz (Finolux, Ziro-Dent, Alemanha).
- Remoção do rolete de elastómero, que apresenta os *brackets* embebidos, da moldeira de Duran. A base de compósito foi limpa dos resíduos de gesso com um jacto de óxido de alumínio de 50 micrómetros numa câmara Basic Plus (Remfert, Alemanha) com uma pressão de 2Kg/cm^2 , durante aproximadamente 2 segundos por *bracket*.
- Remoção das partículas de óxido de alumínio das bases de compósito por imersão em água destilada, numa tina de ultra-sons Biosonic UC100 (Whaladent, EUA), durante 10 minutos.
- Secagem por jacto de ar e recolocação do rolete de elastómero com os *brackets* na moldeira de Duran.

7.4.4 Adesão

Durante o tempo que decorreu entre a fase laboratorial e a adesão, as arcadas dentárias foram mantidas num ambiente saturado de água, à temperatura ambiente. As moldeiras de transferência com os *brackets* foram mantidas num ambiente escuro, à temperatura ambiente.

Sistemas adesivos

Foram estudados sistemas adesivos incorporando adesivos autopolimerizáveis e foto-polimerizáveis, encontrando-se descritos na Tabela 7.1.

1) Preparação do esmalte

As superfícies de esmalte foram limpas com pedra-pomes e uma escova rotativa de nylon KerrHawe (Ker, EUA). De seguida foram condicionadas durante 30 segundos com gel do ácido fosfórico a 37% (3M Espe, EUA),

lavadas com água corrente durante 15 segundos e secas com jacto de ar durante 5 segundos. Após este procedimento deviam apresentar um aspecto leitoso.

2) Adesão

- a. Nos grupos experimentais 1 e 4, foi usado um sistema adesivo composto pelo Transbond XT Adhesive *Primer* (3M/Unitek, EUA) e pelo compósito fluido Filtek Supreme XT Flow (3M, EUA). Uma fina camada de Transbond XT Adhesive *Primer* foi aplicada sobre as bases de compósito dos *brackets* e sobre o esmalte, colocando-se de seguida uma pequena gota de Filtek Supreme XT Flow sobre a base do *bracket* e posicionando-se a moldeira sobre a arcada dentária. A polimerização foi efectuada por vestibular durante 10 segundos, 5 segundos por mesial e 5 segundos por distal, com uma lâmpada LED Demetron 2 (Kerr, EUA) seguindo-se a remoção da moldeira.
- b. Nos grupos experimentais 2 e 5, foi utilizado o sistema adesivo Soudhi Rapid-Set (3M/Unitek, EUA). Uma fina camada da resina A foi aplicada sobre os dentes e uma fina camada da resina B sobre as bases dos *brackets*. As moldeiras foram posicionadas sobre as arcadas dentárias e estabilizadas manualmente durante 2 minutos, esperando-se 8 minutos adicionais antes de se proceder à remoção da moldeira.
- c. Nos grupos experimentais 3 e 6, foi utilizado como sistema de adesão o Concise Enamel Bond Resin (3M Unitek, EUA), as resinas líquidas A e B foram doseadas em quantidades iguais e misturadas durante 5 segundos, tendo o assistente aplicado uma fina camada de mistura sobre as superfícies de compósito da base dos *brackets* e colocando o operador uma fina camada sobre o esmalte, não podendo o tempo de trabalho exceder 30 segundos. Seguidamente, as moldeiras foram posicionadas sobre as arcadas dentárias e estabilizadas manualmente durante 2 minutos, esperando-se 8 minutos antes de se proceder à sua remoção.

Grupo de controlo

O grupo 7 constituiu o grupo de controlo, no qual a adesão dos *brackets* foi feita pelo método directo. Após a preparação das superfícies dos dentes, de acordo com o procedimento anteriormente descrito, foi aplicada uma fina camada de Transbond XT Adhesive *Primer* (3M/Unitek) sobre os dentes. O compósito Transbond XT (3M/Unitek) foi colocado sobre as bases dos *brackets*, os quais foram posicionados sobre os dentes. A polimerização foi efectuada durante 5 segundos por mesial e 5 segundos por distal, utilizando uma lâmpada LED Demetron 2 (Kerr, EUA).

7.4.5 Testes

Ensaio de resistência adesiva ao corte

Após a adesão dos *brackets* às superfícies de esmalte, os dentes foram individualizados e incluídos em blocos cilíndricos de dimensões normalizadas, utilizando polimetilmetacrilato de isobutilo autopolimerizável Sampl-Kwick (Buehler; EUA) conforme metodologia descrita anteriormente. Os espécimes foram conservados em água destilada a 37°C numa estufa (Mettler, Alemanha) e submetidos a 500 ciclos de termociclagem, com temperaturas de 5° e 55°C, com um tempo de exposição de 20 segundos em cada banho e um tempo de transferência de 5 a 10 segundos, utilizando uma unidade de termociclagem Refri 200-E (Aralab, Portugal).

Os espécimes foram conservados em água destilada a 37°C numa estufa durante 24 horas, procedendo-se então ao ensaio de resistência ao corte.

Os ensaios destinados a determinar a resistência adesiva ao corte foram realizados numa máquina universal de testes Instron (Instron Ltd., Reino Unido). Os espécimes foram montados no braço fixo do Instron e as forças tangenciais foram aplicadas aos *brackets* através de uma ansa metálica de secção redonda de aço (Dentaurum, Alemanha) que passou por debaixo das asas gengivais dos *brackets*. As forças foram aplicadas à velocidade de 1 mm/min, tendo sido registadas as forças máximas, no momento da falha adesiva (ISO/TS 11405:2000 E).

Análise do tipo de falha

As bases dos *brackets* descimentados foram analisadas com um estereomicroscópio Nikon, modelo SMZ-2 (Nikon Europe, Holanda) utilizando um factor de ampliação de 20 vezes e o tipo de falha foi classificado segundo o índice de adesivo residual (ARI) de Artun e Bergland (Artun and Bergland 1984), anteriormente descrito.

7.5 **ANÁLISE ESTATÍSTICA**

Numa fase prévia, foi realizado um estudo piloto, cujos resultados foram avaliados de modo a calcular o tamanho da amostra necessária para declarar como estatisticamente significativa uma diferença correspondente a 20% da média, fixando-se o erro tipo I e erro tipo II em 0.05 e 0.20, respectivamente.

A análise estatística dos dados obtidos foi feita por meio da aplicação informática –SPSS para Windows, versão 17.09 (SPSS Inc., EUA).

A estatística descritiva dos valores de resistência adesiva ao corte foi realizada, determinando-se a média, variância, desvio padrão e valores máximos e mínimos, para cada um dos grupos.

Análise comparativa

Devido à dimensão dos grupos ser inferior a trinta espécimes, para efeitos de utilização de testes estatísticos paramétricos, foi verificada a normalidade da distribuição dos resultados de cada grupo através do teste de Kolmogorov-Smirnov e do teste de Shapiro-Wilk. A homocedasticidade ou homogeneidade de variâncias foi estudada através do teste de Bartlett.

Para comparação dos valores de resistência adesiva ao corte entre o grupo de controlo e cada grupo experimental foi utilizado o teste t-Student ou ANOVA, quando $K > 2$ categorias independentes.

A associação entre o tipo de falha e as variáveis independentes (sistema adesivo e grau de envelhecimento da base de compósito) foi determinada por intermédio de testes Qui-quadrado.

O nível de significância considerado foi de 5%.

7.6 RESULTADOS

7.6.1 Resistência adesiva a forças de corte

Estatística descritiva

A estatística descritiva dos resultados das forças de corte dos 6 grupos experimentais, em função da interface adesiva e do tempo, e do grupo de controlo é apresentado na Tabela 7.2, na qual os valores de adesão se encontram expressos em Mega Pascal (MPa).

Tabela 7.2 - Análise descritiva dos valores de resistência adesiva sob forças de corte para a técnica indirecta nos dois tempos de preparação da moldeira de transferência (1 e 28 dias) e para o grupo de controlo (técnica directa) (MPa)

Método	Intervalo de tempo	Interface	N	Média	Desvio Padrão	Min	Max
indirecto	1 dia	Transbond XT primer Filtek flow	20	12,54	2,93	8,00	17,86
	1 dia	Sondhi	20	10,91	1,91	6,24	13,74
	1 dia	Concise	20	13,03	2,82	9,01	19,80
	28 dias	Transbond XT primer Filtek flow	19	8,83	2,22	3,64	12,91
	28 dias	Sondhi	20	9,13	2,15	4,61	12,53
	28 dias	Concise	19	7,96	2,39	3,69	11,37
directo			20	11,49	2,62	6,84	17,75

Os valores médios de resistência adesiva sob forças de corte para a técnica indirecta, com 1 dia de intervalo entre a preparação da base de compósito dos *brackets* e a adesão ao esmalte, variaram entre 10,91 MPa, quando se usou o adesivo Sondhi e 13,03 MPa, quando se usou o adesivo Concise. Quando foi usado o sistema adesivo Filtek, obtiveram-se valores médios de adesão de 12,54 MPa, ligeiramente inferiores aos valores obtidos com o adesivo Concise.

Para os espécimes cuja adesão foi executada 28 dias após a preparação da moldeira de transferência, os valores médios de resistência adesiva ao corte apresentaram-se mais baixos, 7,96 MPa, 8,83 MPa e 9,13

MPa quando se utilizaram respectivamente os adesivos Concise, Filtek e Sondhi. Aos 28 dias, verificou-se uma menor variação entre os três adesivos (Gráfico 7.1) do que quando o intervalo foi de um dia, após a preparação da moldeira de transferência.

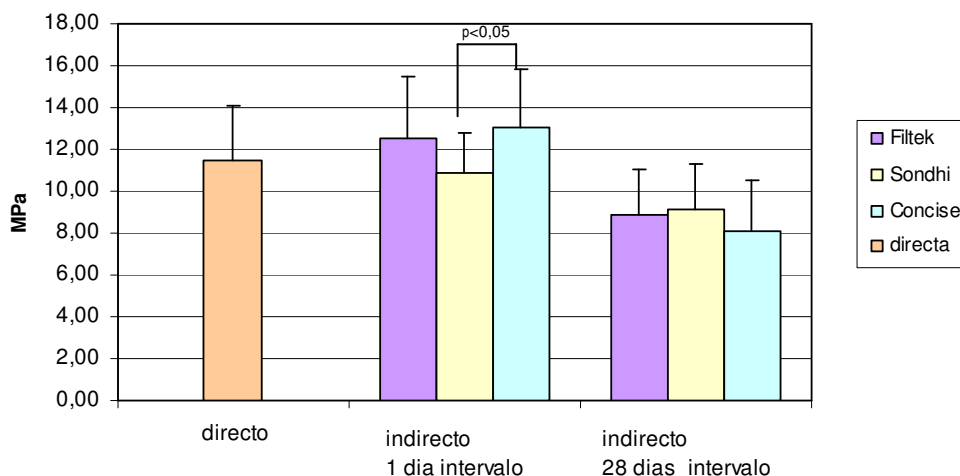


Gráfico 7.1 - Valores médios de resistência adesiva ao corte para a técnica directa e para a técnica indirecta para os diferentes sistemas adesivos (Transbond XT Primer + Filtek Flow, Sondhi e Concise), com 1 dia e com 28 dias de intervalo entre a elaboração da moldeira de transferência e a adesão ao esmalte.

O valor médio de resistência adesiva sob forças de corte para a técnica directa foi de 11,49 MPa, mais aproximado aos valores obtidos para a técnica indirecta quando a adesão foi executada com 1 dia de intervalo, entre a elaboração da moldeira de transferência e a sua aplicação, do que com 28 dias de intervalo.

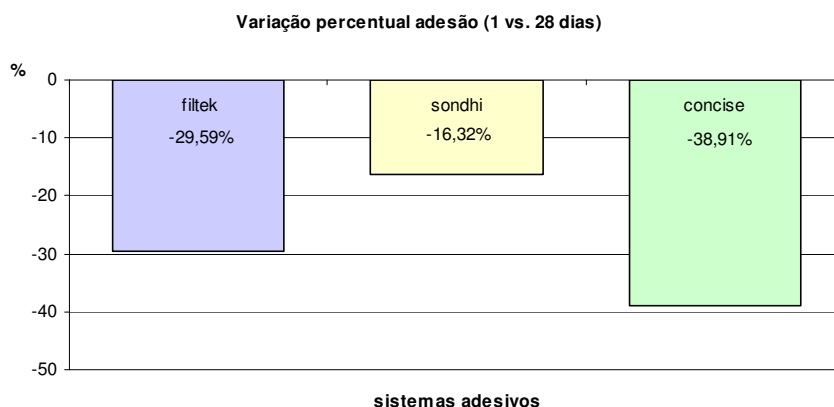


Gráfico 7.2 – Gráfico da variação dos valores de adesão em termos percentuais, para os diferentes sistemas adesivos. Comparação dos valores obtidos aos 28 dias em face dos obtidos 1 dia após a preparação da moldeira de transferência.

O sistema adesivo que apresentou uma maior redução percentual da adesão, entre 1 e 28 dias, foi o Concise (-38,91%), seguido do Filtek (-29,59%) e por fim, o Sondhi, com uma redução de apenas 16,32% dos valores de adesão (Gráfico 7.2).

Análise de variância

Os resultados dos vários grupos apresentaram uma distribuição normal e uma homogeneidade das variâncias. Os valores de resistência adesiva sob forças de corte foram submetidos a uma análise de variância para os três primeiros grupos experimentais (1 dia de intervalo) e depois para os três últimos grupos experimentais (28 dias de intervalo).

Tabela 7.3 – Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão da resistência adesiva a forças de corte (1 dia de intervalo).

1 dia	Soma dos quadrados	graus de liberdade	Quadrado médio	F	signif.
Entre grupos	49,52	2	24,76	3,677	0,031

Os resultados da análise de variância (Tabela 7.3) mostraram a existência de diferenças estatisticamente significativas entre os valores médios de resistência ao corte obtidos nos três grupos experimentais, cujo intervalo de tempo para a moldeira de transferência foi de 1 dia. Foi utilizado o método de Tukey HSD para efectuar as comparações entre adesivos (Tabela 7.4).

Tabela 7.4 – Resultados das comparações múltiplas entre os grupos da técnica indirecta a 1 dia segundo o método de Tukey. Entrada apenas dos 3 grupos para a Anova

interface adesiva	interface adesiva	média das diferenças	Desvio padrão	signif.	Intervalo de confiança
Filtek 1 dia	Sondhi 1 dia	1,637	0,821	0,123	-0,337 3,612
Filtek 1 dia	Concise 1 dia	-0,487	0,821	0,824	-2,461 1,488
Sondhi 1 dia	Concise 1 dia	-2,124	0,821	0,032	-4,098 -0,149

Os resultados demonstraram que o adesivo Shondi apresentava, em média, menos 2,124 MPa de adesão ao corte que o adesivo Concise, sendo esta diferença estatisticamente significativa ($p=0,032$). Não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os outros sistemas adesivos.

Já quando a adesão indirecta foi realizada 28 dias após a elaboração das moldeiras de transferência, não foram encontradas diferenças estatisticamente significativas para os valores médios de adesão ao corte de qualquer dos três sistemas adesivos (Tabela 7.5).

Tabela 7.5– Análise de variância (ANOVA) com uma dimensão da resistência adesiva sob forças de corte (28 dias de intervalo).

28 dias	Soma dos quadrados	graus de liberdade	Quadrado médio	F	signif.
Entre grupos	14,243	2	7,12	1,403	0,254

A análise da degradação dos valores de adesão para cada um dos sistemas adesivos, em função do tempo decorrido entre a elaboração da moldeira de transferência e a adesão dos *brackets*, está sumariada na Tabela 7.6, permitindo estudar o efeito do envelhecimento das bases de compósito.

Tabela 7.6 – Análises comparativas por meio de testes de Student para cada sistema adesivo com um e com 28 dias de intervalo entre a elaboração da moldeira de transferência e a adesão ao esmalte.

entre grupos		Valor Teste Student	graus de liberdade	signif.	média das diferenças	Desvio padrão	Intervalo de confiança	
Filtek 1 dia	Filtek 28 dias	4,444	37	<0,001	3,718	0,836	2,023	5,413
Shondi 1 dia	Shondi 28 dias	2,770	38	0,009	1,779	0,642	0,479	3,080
Concise 1 dia	Concise 28 dias	6,044	37	<0,001	5,072	0,839	3,372	6,773

Com o intervalo de tempo de 28 dias verificou-se uma diminuição estatisticamente significativa dos valores de resistência adesiva ao corte para todos os sistemas adesivos. Filtek Flow (12,54 (1 dia) vs. 8,83 MPa (28 dias) ($p<0,001$)), para o Shondi (10,91 (1 dias) vs. 9,13 MPa (28 dias) ($p<0,01$)) e para o Concise (13,03 (1 dia) vs. 7,96 MPa (28 dias) $p<0,001$). O gráfico 7.3 ilustra estes valores.

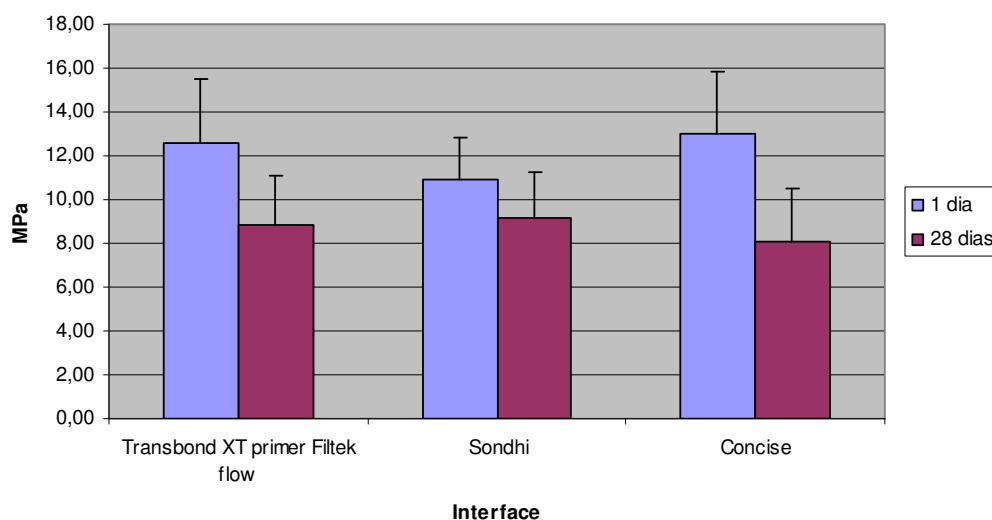


Gráfico 7.3 - Gráfico comparativo dos valores médios de resistência adesiva ao corte da técnica indirecta para as 3 sistemas adesivos (Transbond XT Primer + Filtek Flow, Sondhi e Concise), com 1 e com 28 dias de intervalo entre a elaboração da moldeira de transferência e a adesão ao esmalte

COMPARAÇÃO COM A TÉCNICA DIRECTA

Os resultados da análise comparativa dos valores médios de resistência ao corte dos diversos grupos experimentais em relação ao grupo controlo, encontram-se na Tabela 7.7.

Tabela 7.7 – Análise comparativa por meio de testes de Student para cada grupo experimental com o grupo de adesão directa ao esmalte.

entre grupos		Valor Teste Student	graus de liberdade	signif.	média das diferenças	Desvio padrão	Intervalo de confiança	
Filtek 1 dia	directo	1,196	38	0,239	1,051	0,879	-0,729	2,831
Shondi 1 dia	directo	-0,809	38	0,423	-0,586	0,724	-2,052	0,880
Concise 1 dia	directo	1,786	38	0,082	1,538	0,861	-0,205	3,280
Filtek 28 dias	directo	-3,420	37	0,002	-2,667	0,780	-4,246	-1,087
Shondi 28 dias	directo	-3,123	38	0,003	-2,366	0,758	-3,899	-0,832
Concise 28 dias	directo	-4,398	37	<0,001	-3,535	0,804	-5,163	-1,906

Os resultados da análise comparativa dos valores médios de resistência adesiva ao corte de cada um dos três adesivos da técnica indirecta, versus os da técnica directa, quando o intervalo de tempo foi de um dia, não mostrou diferenças estatisticamente significativas: Filtek 1 dia (12,54 vs 11,49 MPa;

$p=0,239$), Shondi 1 dia (10,91 vs. 11,49 MPa; $p=0,423$) e Concise 1 dia (13,03 vs 11,49 MPa; $p=0,082$).

No entanto, quando foi feita a comparação entre cada um dos três sistemas adesivos da técnica indirecta usados a 28 dias e o grupo de adesão directa, foi encontrada uma diminuição estatisticamente significativa para os vários sistemas adesivos, Filtek 28 dias (8,83 vs. 11,49 MPa; $p<0,01$), Shondi 28 dias (9,13 vs. 11,49 MPa; $p<0,01$) e Concise 28 dias (7,96 vs. 11,49 MPa; $p<0,01$) em comparação com a técnica directa.

7.6.2 Tipo de falha de união

A Tabela 7.8 apresenta a distribuição do tipo de falha de união, em função dos diversos grupos experimentais.

Tabela 7.8 – Análise de prevalência dos diversos tipos de falha em função dos grupos experimentais e frequência dos diversos tipos de falha da técnica directa. Valores em número observados e em percentagens.

Técnica indirecta		tipo de falha				
Tempo	Adesivo	0	1	2	3	N
1 dia intervalo	Filtek	5 (25,0%)	12 (60,0%)	3 (15,0%)	0 (0%)	20 (100%)
	Shondi	5 (25,0%)	13 (65,0%)	2 (10,0%)	0 (0%)	20 (100%)
	Concise	4 (23,5%)	15 (75,0%)	1 (5,0 %)	0 (0%)	20 (100%)
28 dias de intervalo	Filtek	4 (23,5%)	12 (70,6%)	1 (5,9 %)	0 (0%)	17 (100%)
	Shondi	4 (20,0%)	10 (50,0%)	6 (30,0%)	0 (0%)	20 (100%)
	Concise	8 (44,4%)	10 (55,6%)	0 (0 %)	0 (0%)	18 (100%)
	total	30 (26,1%)	72 (62,6%)	13 (11,3%)	0 (0%)	115 (100%)
Técnica directa		3 (15,8%)	9 (47,4%)	7 (36,8%)	0 (0%)	19 (100%)

Como se pode verificar, a técnica directa apresentou menor incidência de fractura na interface esmalte-adesivo, com apenas 15,8% de falha tipo 0, enquanto a técnica indirecta apresentou entre 20 a 25% de falha tipo 0, com excepção para o grupo cuja adesão foi feita aos 28 dias com o adesivo Concise, apresentando 44,4% de falha tipo 0.

As falhas mais frequentemente registadas, tanto na técnica indirecta, como a técnica directa, foram falhas do tipo 1 e 2, que representam fracturas coesivas com um tipo da falha misto.

No entanto a falha tipo 2, aquela em que fica aderido ao esmalte mais do que 50% do compósito, ocorreu em 36,8% na técnica directa e em apenas 11,3% na técnica indirecta; no entanto, esta falha foi proporcionalmente mais elevada nos grupos que utilizaram o adesivo Shondi aos 28 dias, verificando-se em 30% dos casos.

Os resultados apresentaram-se homogéneos para os vários adesivos utilizados na técnica indirecta a 1 dia, para a falha do tipo 0, correspondendo a cerca de $\frac{1}{4}$ do total de falhas. No que diz respeito às falhas do tipo 1, estas foram as mais frequentes, correspondendo a 75% das falhas ocorridas com o Concise, 65% com o Shondi e 60% com o Filtek. Já as falhas tipo 2, verificaram-se em 5% das falhas ocorridas com o adesivo Concise, 10% com o Shondi e 15% com o Filtek. Assim, podemos verificar que o uso do adesivo Filtek leva a maior quantidade de adesivo residual sobre o esmalte, seguido do adesivo Shondi e por último aparece o Concise.

Quando a técnica indirecta foi usada com 28 dias de intervalo, os resultados em termos de tipo de fractura entre os vários adesivos – apesar das falhas tipo 1 e 2 continuarem a ser as mais frequentes – apresentaram-se bastante heterogéneos.

De entre todos os adesivos estudados, o sistema Shondi apresentou a maior quantidade de adesivo sobre o esmalte, com 30% de fracturas tipo 2 e a menor incidência de fracturas tipo 0.

O adesivo Filtek manteve a mesma distribuição proporcional de falhas, com 1 e 28 dias de intervalo, tendo-se verificado apenas um ligeiro aumento de falhas do tipo 1, acompanhado por uma pequena diminuição de falhas do tipo 2.

O sistema adesivo Concise levou à menor quantidade de adesivo residual sobre o esmalte, apresentando 44,4% de falhas do tipo 0, 55,6% de falhas tipo 1 e a ausência de falhas do tipo 2 ou 3.

7.7 DISCUSSÃO

A adesão de *brackets* em ortodontia é um passo fundamental e delicado no tratamento ortodôntico. Durante o tratamento, as forças de adesão entre o *bracket* e o dente têm de resistir às imposições mecânicas advindas da terapia mecânica e da função mastigatória. No final do tratamento, ou sempre que se verificar necessário proceder à reposição ou substituição de um *bracket*, as forças de adesão não podem ser excessivas, de maneira a possibilitarem a remoção do(s) *bracket(s)*, sem causar lesões na superfície de esmalte.

Embora os testes laboratoriais que utilizam os dentes bovinos como substrato possibilitem o estudo das técnicas de adesão em ortodontia, como foi, de resto, estudado no capítulo anterior do presente trabalho, as suas diferenças anatómicas e histológicas traduzem-se em valores de adesão diferentes dos dos dentes humanos, pelo que a utilização de testes em dentes humanos se justifica, já que possibilita resultados experimentais mais aproximados aos da situação clínica.

Os valores de adesão ideais não estão definidos. No entanto, Reynolds (1975) refere o valor de 5,88 MPa como valor de adesão mínimo clinicamente aceitável, o qual tem sido frequentemente citado, carecendo contudo de fundamento científico.

Poderá assumir-se como valor máximo de adesão aquele que permita a remoção dos *brackets* no final do tratamento sem lesão do esmalte dentário, tendo sido demonstrado que, para valores superiores a 13,5 MPa se verifica uma probabilidade aumentada de ocorrência de falhas ou arrancamento do substrato de esmalte por forças de corte (Bishara, Fehr et al. 1993).

Os nossos resultados mostram forças de adesão médias, tanto na técnica directa, como na indirecta, inferiores aos 13,5 MPa anteriormente referidos. Os valores de adesão, quando considerado o desvio padrão, na técnica directa e, na indirecta para o Concise e Filtek a 1 dia, podem ser superiores a 13,5 MPa, contudo e como já foi referido, é possível optar pela utilização de forças de torção para remoção dos *brackets*, as quais são menos lesivas para o esmalte, do que as forças de corte, significando que os valores obtidos são adaptados aos objectivos da adesão.

7.7.1 Tempo de polimerização

O uso de 10 segundos de polimerização com lâmpadas LED de 1000 mW do sistema adesivo Transbond XT/ Transbond XT *Primer* é o preconizado pelo fabricante para a adesão directa de *brackets*, e utilizado em vários estudos (Swanson, Dunn et al. 2004; Gronberg, Rossouw et al. 2006; Thind, Stirrups et al. 2006; Portugal 2008).

Swanson, em 2004, estudou a adesão de *brackets* Victory APC (3M Unitek) a molares humanos, utilizando um SEP (Transbond plus), com recurso a diversas fontes de luz e tempos de exposição distintos. Com 10 segundos de exposição obteve 12,5 MPa de força de adesão com uma lâmpada de Halogéneo Ortholux XT (3M Espe), e com diferentes lâmpadas LED, obteve os seguintes valores: 8,1 MPa - GC e-light (GC), 13,5 MPa - Elipar FreeLight (3M Espe) e 12,3 MPa - Ultralume LED 2 (Ultradent Products). Constatou ainda que exposições mais prolongadas levavam a valores de resistência ao corte mais elevados, sobretudo para a lâmpada UltraLume LED 2 (Swanson, Dunn et al. 2004).

Atendendo a que no estudo com dentes bovinos, apresentado no capítulo anterior, se optou por usar um tempo de polimerização de 10 segundos, com resultados satisfatórios, este foi o tempo seleccionado para o presente estudo, para além de estar de acordo com o referido na literatura. A manutenção do mesmo tempo de polimerização para a adesão directa e para a indirecta, em que a luz tem de atravessar a moldeira de transferência, a qual, apesar de translúcida, leva à absorção e dispersão do feixe luminoso, surge na sequência dos resultados obtidos no primeiro estudo.

A utilização de 10 segundos de polimerização por dente, 5 segundos em proximal e 5 segundos em distal, corresponde a aproximadamente 60 segundos de polimerização por arcada, valor inferior ao do tempo de imobilização indicado para o uso de adesivos químicos, o que torna a fotopolimerização mais rápida do que a utilização de adesivos autopolimerizáveis, tanto para a técnica directa como para a técnica indirecta.

Por outro lado, manter 10 segundos de polimerização por dente na técnica indirecta, permite comparar mais facilmente os valores obtidos na

adesão indirecta com a adesão directa, e permite igualmente comparar com os valores de adesão obtidos por outros estudos clínicos.

7.7.2 Adesão directa

De maneira a comparar os resultados do presente estudo, foram seleccionados da literatura vários estudos em pré-molares humanos que incluíram o mesmo tipo de sistema adesivo e a mesma série de *brackets*, visto que o uso de diferentes tipos de *brackets* podem levar a variações de 100% nos valores de adesão (Sorel, El Alam et al. 2002; Sharma-Sayal, Rossouw et al. 2003).

Assim, apesar dos valores de adesão obtidos pela técnica directa (11,49 MPa) neste estudo serem superiores aos valores obtidos por Summers em 2004 (9,56 MPa), são semelhantes aos obtidos pela maioria dos autores que utilizaram metodologia de fotopolimerização semelhante (Pickett, Sadowsky et al. 2001; Bishara, Ajlouni et al. 2002; Polat, Karaman et al. 2004; Trites, Foley et al. 2004; Cal-Neto, Miguel et al. 2006). No entanto os valores obtidos são inferiores aos observados por Schanefeldt and Foley 2002; Linn, Berzins et al. 2006 .

Os valores do presente estudo são inferiores aos 14,9 MPa obtidos por Foley, em 2002, mas este autor primeiro polimerizou o *primer* durante 10 segundos e os *brackets* foram polimerizados durante 40 segundos, podendo o valor mais elevado ser o resultado de uma maior quantidade de energia utilizada para a polimerização.

Linn, em 2006, obteve $16,27 \pm 4,74$ MPa de força de adesão ao corte, com 20 segundos de polimerização obtida com uma lâmpada HLC de 800 mW, e sem referência à execução de termociclagem, o que pode explicar os valores mais elevados do que os nossos.

7.7.3 Adesão indirecta em dentes humanos, com 1 dia de intervalo

O presente estudo não mostrou diferenças estatisticamente significativas entre os valores de adesão ao corte obtidos pela técnica directa em relação aos obtidos pela adesão indirecta com bases de compósito fotopolimerizável, o que está de acordo com os resultados de diversos autores (Shiau, Rasmussen et al. 1993; Sinha, Nanda et al. 1995; Klocke, Shi et al. 2003; Daub, Berzins et al. 2006).

No entanto, na técnica indirecta a 1 dia, verificaram-se diferenças estatisticamente significativas entre os vários adesivos, tendo o adesivo Concise apresentado os valores mais elevados de adesão e o adesivo Shondi os mais baixos.

Adesão indirecta (Shondi)

No presente estudo, o adesivo Shondi apresentou valores de adesão de $10,91 \pm 1,91$ MPa, o que é semelhante aos 11,2 MPa de adesão ao corte obtidos por Yi em 2003, apesar deste apenas referir a lavagem com água como método de preparação da base individualizada. A ausência de microabrasão poderia pressupor valores de adesão mais baixos, contudo, tal não se verificou.

Os valores de adesão obtidos no presente estudo para o adesivo Shondi são superiores aos 6,1 MPa obtidos por Polat (2004) que utilizou uma metodologia em tudo semelhante à nossa, com o mesmo tipo de *brackets*, microabrasão da base e uma moldeira de transferência de elastómero. No entanto, este autor refere a lavagem com acetona após a microabrasão, podendo ser este o facto responsável pelo baixo valor obtido, tanto mais que o mesmo autor com a técnica directa reportou valores de 12,8 MPa, semelhantes aos nossos.

Os valores de adesão que obtivemos são ligeiramente inferiores aos 13,81 MPa obtidos por Linn (2006), para o adesivo Shondi, num estudo com o mesmo tipo de *brackets* e com uma moldeira de Memosil. Interessa contudo referir que este autor fez apenas a lavagem com uma escova, como método de preparação da base. No entanto, os elevados valores de adesão obtidos por este autor podem dever-se ao facto de não ter sido executada termociclagem, procedimento que contribui significativamente para a degradação dos valores de

adesão ao corte (Ozcan, Barbosa et al. 2007), ou o facto da velocidade aplicada ao cinzel da máquina de testes ter sido de apenas 0,1 mm/seg (Linn, Berzins et al. 2006), permitindo um maior grau de deformação plástica do material antes da fractura.

Adesão indirecta (Filtek Supreme)

Apesar da utilização de compósitos fluidos como adesivo ter sido largamente estudada em dentisteria, em ortodontia são raras as referências a estes adesivos. O estudo de Linn (2006), em dentes humanos, e o de Thompson (2008), em dentes bovinos, são os únicos que estudam as forças de adesão com a utilização de compósitos fluidos, em ortodontia. No entanto, a utilização de um adesivo com carga na adesão indirecta pode ter vantagens em termos de prevenção de lesões de cárie, pelo facto do excesso de material se espalhar sobre a superfície do dente que sofreu ataque ácido, actuando como um selante. Tem sido demonstrado que a utilização de selantes com 58% de carga sobre as superfícies onde foram colocados aparelhos, diminui significativamente o número de zonas de descalcificação (Benham, Campbell et al. 2009).

Os resultados de adesão ao corte, obtidos no presente estudo, são inferiores aos 14,76 MPa obtidos com a técnica indirecta com o adesivo Enlight LV (Ormco) reportados por Linn (2006). Tal facto pode ser o resultado da utilização de um outro adesivo fluido, que não o Filtek Supreme, utilizado neste estudo. No entanto, os resultados de Linn foram superiores aos do presente estudo, para a técnica directa e igualmente para a técnica indirecta com o adesivo Shondi e podem apenas reflectir a ausência de termociclagem ou a velocidade aplicada ao cinzel da máquina de testes, como já referido.

Assim, os valores de adesão obtidos pela utilização de Filtek Supreme XT Flow como interface adesiva entre a base individualizada de compósito e o Transbond XT *Primer* aplicado sobre o dente, proporciona valores de adesão semelhantes aos obtidos com a técnica directa, apesar do valor de resistência à flexão do Filtek Flow ser inferior ao do Transbond XT.

Adesão indirecta (Concise)

Neste trabalho, a técnica indirecta apresentou valores de adesão ligeiramente superiores aos obtidos pela técnica directa, quando se utilizou a

interface adesiva Concise, o que está de acordo com estudos anteriores (Linn, Berzins et al. 2006; Wendl, Droschl et al. 2008).

7.7.4 Adesão indirecta em dentes humanos, com 28 dias de intervalo (envelhecimento da base)

A avaliação do comportamento de adesão, com 28 dias de intervalo, engloba duas componentes: o efeito do envelhecimento da base de compósito e as alterações à adesão na interface adesivo/compósito.

O presente estudo mostrou uma diminuição significativa dos valores de adesão com o envelhecimento da base dos *brackets* para todos os adesivos utilizados, o que está de acordo com a maioria dos estudos de reparação de compósitos. Esta degradação pode ser devida, tal como referimos no parágrafo anterior, ao envelhecimento da base de compósito ou a uma diminuição da adesão na interface adesivo/compósito, aspecto que não conseguimos explorar com base na metodologia usada.

A diminuição dos valores de adesão com o envelhecimento da reparação de aproximadamente um mês encontra-se igualmente na reparação de compósitos. O presente estudo está de acordo com os resultados de Fawzy (2008) que mostrou uma redução de 15 a 59% dos valores de adesão, dependente do método de reparação da superfície de compósito.

Embora na reparação de compósitos a imersão pelo período de 30 dias do compósito a ser reparado seja comum, existe uma grande variabilidade de intervalo de tempo e formas de envelhecimento do substracto.

Como a literatura relativa ao efeito do envelhecimento da base de compósito, nos valores de adesão, é escassa, reportamos os valores obtidos por Oesterle (2001, 2004, 2008) na técnica directa, o que pode dar alguma ideia sobre o assunto em discussão.

Na técnica directa, o aumento dos valores de adesão durante as primeiras 24 horas, encontra-se documentado em vários estudos (Oesterle and Shellhart 2001; Oesterle, Shellhart et al. 2004). No entanto, a avaliação das alterações dos valores de adesão para intervalos superiores tem recebido pouca atenção por parte dos investigadores.

Oesterle (2008) determinou os valores de adesão ao corte aos 30 minutos, 24 horas e 30 dias, 6 e 12 meses após a adesão. Comparou os resultados de dois sistemas adesivos fotopolimerizáveis, Transbond APC II (3M) e Quick Cure (Reliance) obtendo um aumento dos valores de adesão às 24 horas e uma diminuição progressiva dos mesmos, com o aumento do intervalo de tempo, embora com comportamentos diferentes para os dois sistemas. O sistema Quick Cure apresentou um aumento dos valores de adesão às 24 horas e uma diminuição significativa após um mês de intervalo. O sistema Transbond XT aumentou os valores de adesão às 24 horas e permaneceram inalterados durante o intervalo de um mês (Oesterle and Shellhart 2008).

Baseado no achado de Oesterle (2008) e atendendo a que no presente estudo, todas as bases para a técnica indirecta foram obtidas com Transbond XT, é possível que as diminuições dos valores de adesão verificadas possam ser atribuídas a diferentes comportamentos a nível das interfaces adesivas e não do substrato.

A redução dos valores de adesão pode ainda ser explicada pelo facto de, ao fim dos 28 dias, a base individualizada de compósito poder apresentar um número aumentado de ligações cruzadas, com consequente diminuição da adesão química. O facto das bases de compósito terem sido mantidas a seco, evitando a formação de uma camada superficial com menor dureza, pode ter contribuído para uma redução da adesão (Helvatjoglou-Antoniadi, Papadogianis et al. 1991).

Assim, quando a adesão foi efectuada aos 28 dias, os valores de adesão ao corte para a combinação Transbond XT *Primer* /Filtek Supreme XT Flow sofreram uma diminuição média de 3,72 MPa em relação aos valores obtidos a 1 dia, o que é inferior aos resultados obtidos por Papacchini (2007) na reparação de compósitos com a interface Filtek Supreme XT Flow.

No caso da interface adesiva Sondhi, houve uma diminuição média de 1,78 MPa dos valores de adesão ao corte obtidos com o aumento do intervalo de tempo das 24 horas para os 28 dias entre a preparação da moldeira e a adesão ao esmalte.

Esta diminuição dos valores de adesão está de acordo com Klocke (2004), num dos raros estudos sobre o efeito do envelhecimento da base individualizada de compósito na técnica indirecta, que encontrou, para o

sistema adesivo Sondhi, uma diminuição não significativa dos valores de adesão ao corte de 1,33 MPa entre as 24 horas e 30 dias. No entanto, o número reduzido de espécimes utilizados por este autor pode ter condicionado a ausência de significado estatístico da diferença de valores registada.

A literatura é omissa em relação às reduções dos valores de resistência adesiva ao corte, para a técnica indirecta com o envelhecimento da base, para os sistemas adesivos Concise e Filtek Flow Supreme.

No nosso estudo, após 28 dias, os três sistemas adesivos não apresentaram diferenças significativas entre eles, mas os valores médios e desvios padrões obtidos, apesar de superiores ao mítico valor de Reynolds (1975), não parecem oferecer valores comparáveis com a adesão directa dos *brackets*.

Apesar das diferenças nas variações de adesão verificadas entre os sistemas adesivos testados, parece ser indiferente a utilização de qualquer um dos sistemas já que não se verificaram diferenças estatisticamente significativas entre os valores proporcionados pelos mesmos. Contudo, interessa sublinhar que estes valores são significativamente mais baixos dos que os valores a 1 dia, e do que os valores da técnica directa, evidência que pode condicionar a prática clínica.

7.7.5 Quantidade de adesivo remanescente sobre as superfícies dentárias

A quantidade de adesivo residual presente sobre as faces dos dentes após descolagem ou remoção de um *bracket* reveste-se de importância clínica, por impor a necessidade de remoção, procedimento que consome tempo e que leva à perda de esmalte (Pus and Way 1980).

Em virtude da diminuição das forças de adesão proporcionadas pelo sistema adesivo ao longo do tempo, não é obrigatório que o padrão de falha encontrado durante o processo de investigação seja semelhante durante todo o tempo de tratamento.

A falha tipo 0 indica uma falha do adesivo, favorável em termos clínicos, pois significa que não ficou sistema adesivo sobre o dente, o que previne a necessidade de remoção.

As fracturas tipo 1 e tipo 2 representam fracturas mistas, adesivas e coesivas, do sistema adesivo e do compósito, apenas diferindo na quantidade de material remanescente presente sobre o *bracket* e sobre o dente.

Desta forma, as fracturas tipo 0 e tipo 1 são as mais favoráveis do ponto de vista clínico.

O tipo de fractura é um processo complexo e multifactorial, que não reflecte apenas a resistência do sistema adesivo, mas também o local onde este é sujeito a maior tensão e que não é uniforme sobre a base do *bracket*, (Rossouw and Terblanche 1995), podendo as variações ser o resultado da morfologia do *bracket* e do ponto de aplicação da força. O tipo de fractura pode reflectir ainda a presença de zonas onde o sistema adesivo apresenta características físicas inferiores.

A falha tipo 3 é a menos desejável do ponto de vista clínico, já que a totalidade do compósito fica no dente. Este tipo de falha não ocorreu neste estudo e não era espectável, atendendo a que, na técnica indirecta, a polimerização do compósito em contacto com a malha é feita laboratorialmente, com a luz direccionada perpendicularmente à malha. No entanto, e de igual forma, também não se observou esta falha na técnica directa, ao contrário de outros autores como Schaneveldt e Foley (2002) que observaram 17,5% de falha tipo 3, resultado provável de uma polimerização insuficiente junto à malha do *bracket*, em consequência da baixa potência da unidade de halógeneo utilizada (XL 3000, 3M).

Tipo de falha de união, na técnica directa

No presente estudo, as fracturas de tipo 1 e tipo 2, fracturas mistas, foram as mais frequentes, o que está de acordo com os resultados de Arnold (2002), com o uso do mesmo sistema adesivo e o mesmo tipo de *bracket* (Arnold, Combe et al. 2002).

No presente estudo, a falha tipo 0 representou 15,8% do total de falhas na técnica directa, percentagem superior aos 0% registado por Schaneveldt (2002), utilizando o mesmo *bracket* e o mesmo compósito. Igualmente Trites (2004) obteve 0% de falha tipo 0 com o mesmo tipo de *brackets* e de sistema adesivo. Tratando-se de um tipo de falha sem tradução negativa do ponto de vista clínico, atendendo a que o compósito fica, na totalidade, no *bracket* e não no dente, torna-se importante a identificação de possíveis razões para a maior

percentagem das mesmas no nosso trabalho, o que poderá estar relacionado com o facto de não termos efectuado pré-polimerização do adesivo, a qual foi executada pelos outros dois autores.

Contudo, a percentagem de falha tipo 0 observada no presente estudo foi inferior à obtida por autores como Cal-Neto (2006), que obteve 45% de falhas tipo 0 na técnica directa com sistema Transbond XT e *brackets* Victory, ou os 70% registados por Polat em 2004.

Englobando a falha tipo 0 e tipo 1, os tipos de falha mais favoráveis, verifica-se que, neste trabalho, totalizaram 63,2% das falhas na técnica directa e 88,7 % na técnica indirecta.

Tipo de falha de união na técnica indirecta

Como foi possível observar pelos resultados do nosso estudo, na técnica indirecta, o tipo de falha mostrou-se associado aos adesivos utilizados, bem como ao tempo decorrido até à adesão dos *brackets* (1 vs. 28 dias).

A percentagem de falhas tipo 0 obtida no nosso trabalho para o sistema adesivo Shondi (25% a 1 dia; 20% a 28 dias), foram inferiores aos obtidos por Polat em (2004), o qual verificou falha tipo 0 em 75% dos *brackets*, mas semelhante ao estudo de Linn (2006), que obteve 25% de falha tipo 0 para o adesivo Shondi ou aos de Daub (2006), que obteve 20% de falha tipo 0 (Daub, Berzins et al. 2006).

O sistema adesivo fotopolimerizável utilizado no presente estudo apresentou resultados semelhantes aos dos adesivos autopolimerizáveis, ao contrário do observado por Linn (2006), que na adesão executada com o adesivo fotopolimerizável Enlight LV verificou 0% de falha tipo 0, o que pode estar relacionado com a menor potência da fonte luminosa (800 mW) utilizada por este autor, em comparação com os 1450mW utilizados no presente estudo.

A diminuição dos valores de adesão verificados no grupo cuja adesão foi feita aos 28 dias, em comparação com os resultados a 1 dia, não se traduziu numa alteração percentual da localização das falhas, o que está de acordo com a literatura que refere que o tipo de localização da fractura nem sempre está relacionada com valores de adesão mais elevados (Shiau, Rasmussen et al. 1993).

A percentagem de falha tipo 0 observada para o adesivo Concise, aumentou de 23% a 1 dia, para 44% a 28 dias, indicando provavelmente que esta falha ocorreu sobretudo na interface compósito/adesivo, o que poderá ser, em parte, explicado pela diminuição da resistência adesiva, que foi mais marcada para o adesivo Concise.

7.8 **CONCLUSÕES**

Os resultados do presente trabalho permitem concluir que:

1. Os valores de resistência adesiva ao corte obtidos pela técnica indirecta, com os vários sistemas adesivos estudados, quando a adesão foi efectuada 1 dia após preparação das moldeiras de transferência, não diferem dos obtidos com a técnica directa.

Os valores de resistência adesiva ao corte obtidos pela técnica indirecta, quando a adesão foi efectuada 28 dias após preparação das moldeiras de transferência, são significativamente inferiores aos obtidos com a técnica directa, para qualquer dos adesivos utilizados.

2. Os valores de adesão ao corte com a técnica indirecta -1 dia de intervalo - foram influenciados pelo tipo de adesivo. O sistema adesivo Sondheim obteve os valores de adesão ao corte mais baixos, estatisticamente inferiores ao adesivo Concise.

3. Os valores de adesão ao corte obtidos com a técnica indirecta -28 dias de intervalo – não foram influenciados pelo tipo de adesivo.

4. Um intervalo de tempo de 28 dias entre a preparação da moldeira de transferência e a adesão ao esmalte mostrou uma diminuição significativa dos valores de adesão ao corte para os três sistemas adesivos.

5. A utilização da técnica indirecta registou um maior índice de falha tipo 0 (100% de adesivo na base do *bracket*), em comparação com a técnica directa.

O envelhecimento da base individualizada de compósito só afectou o índice de falha para o sistema adesivo Concise, que apresentou um maior índice de falha tipo 0 aos 28 dias, por comparação com o valor a 1 dia.

8 ESTUDO CLÍNICO COMPARATIVO DA ADESÃO DE *BRACKETS* ORTODÔNTICOS PELAS TÉCNICAS DIRECTA E INDIRECTA.

8.1 INTRODUÇÃO

Vários autores discutem a validade da transposição dos resultados dos testes laboratoriais, para o meio intra-oral (Eliades and Brantley 2000; Pickett, Sadowsky et al. 2001; Hajrassie and Khier 2007).

Embora a termociclagem seja um dos testes que implica maior degradação do material, por ser uma técnica laboratorial de envelhecimento precoce que sujeita o polímero a expansões e contracções sucessivas, dentro do meio bucal, o adesivo está sujeito, para além da tensão mecânica, a flutuações do pH (Hobson, McCabe et al. 2000), ao ataque por parte de bactérias e à degradação enzimática (Eliades and Bourauel 2005), o que implica um desgaste acrescido do mesmo e dificilmente mimetizável em ambiente laboratorial.

Pickett em 2001, num estudo de adesão de *brackets* com o sistema Transbond XT, utilizando uma máquina de testes universal, obteve *in vitro* 11,02 MPa e, através de um aparelho que possibilitou a medição de forças tangenciais intrabucalmente, registou valores 12,82 MP. No entanto, no final do tratamento, os valores intra bucais foram apenas de 5,47 MPa. Já Harajassie, em 2007, comparou os valores de adesão obtidos intrabucalmente com valores de adesão obtidos laboratorialmente, observando valores de adesão mais baixos intrabucalmente aos 10 min, 24 horas, 1 e 4 semanas.

As forças oclusais e de mastigação têm velocidades mais elevadas do que as forças de corte a que são submetidos os *brackets* em ambiente laboratorial, podendo chegar a 2000 mm/min, impedindo a resposta viscoelástica do polímero do adesivo (Braem, Davidson et al. 1987).

Assim, fica evidente que os estudos laboratoriais não se traduzem necessariamente na validação clínica de uma técnica (Eliades and Brantley

2000; Pickett, Sadowsky et al. 2001; Hajrassie and Khier 2007), o que sublinha a necessidade da realização de estudos clínicos.

Os primeiros sistemas de adesão indirecta descritos na literatura mostravam um desempenho clínico pouco satisfatório, com 13% de *brackets* descimentados durante os primeiros seis meses, contra 2% na técnica directa (Zachrisson and Brobakken 1978). Neste estudo, em que a adesão indirecta foi obtida através da utilização de uma moldeira de transferência de Optosil e um compósito autopolimerizável (Auto Tach) para fazer a união ao dente, observou-se uma perda de 5% dos *brackets* durante a execução da técnica.

No final da década de 1980, com a introdução da fotopolimerização em ortodontia, apareceram os primeiros estudos clínicos de sobrevivência de *brackets*, comparando a adesão feita com compósitos fotopolimerizáveis com a adesão com compósitos autopolimerizáveis (O'Brien, Read et al. 1989; Read and O'Brien 1990). No estudo efectuado por O'Brien, Read et al. (1989) foram observadas taxas de falha de 6% ao fim de seis meses, com a utilização de compósitos autopolimerizáveis e de 4,7% com compósitos fotopolimerizáveis, contudo a baixa potência das lâmpadas levava à necessidade de cerca de 50 segundos de fotopolimerização por *bracket*, tornando este tipo de compósitos pouco interessantes para a prática clínica

No entanto, no ano seguinte, os mesmos autores (Read and O'Brien 1990) publicam um estudo clínico de sobrevivência de *brackets* colocados pela técnica indirecta de Thomas com a utilização de compósitos fotopolimerizáveis, onde obtiveram taxas de falha de 6,5% ao fim de seis meses. Neste estudo, apesar dos *brackets* descimentados durante a execução da técnica não terem sido contabilizados, 35% dos pacientes sofreram falhas. Estes resultados continuavam a limitar o interesse da utilização deste tipo de compósitos, na técnica indirecta.

Na década seguinte, foram realizados estudos clínicos comparando compósitos fotopolimerizáveis e compósitos autopolimerizáveis, na técnica directa, tendo os resultados demonstrado vantagens significativas em termos de sobrevivência para a adesão obtida com compósitos autopolimerizáveis (De Saeytjld, Carels et al. 1994; Trimpeneers and Dermout 1996).

De Saeytjld (1994) comparou o compósito autopolimerizável Concise com o compósito fotopolimerizável Heliosit, registando um número significativamente maior de falhas para o sistema fotopolimerizável.

Trimpeneers (1996) comparou um adesivo fotopolimerizável com um adesivo “*no-mix*”, obtendo ao final do tempo de tratamento respectivamente 24,3% e 12,4% de falha. Nesta época, a potência dos aparelhos fotopolimerizadores ainda era baixa, com a necessidade de tempos prolongados de exposição luminosa.

8.1.1 Estudos clínicos comparando uso de lâmpadas diferentes

Inicialmente, a dificuldade de transmissão da luz ultra violeta, utilizada nos primeiros sistemas fotopolimerizáveis, foi apontada como uma das limitações da utilização das resinas compostas fotopolimerizáveis para a adesão de *brackets* metálicos, mesmo na técnica directa (De Saeytjdt, Carels et al. 1994). A introdução da luz azul, com maior capacidade de penetração no esmalte e dentina, permitiu a utilização deste tipo de compósitos, tanto na técnica directa como na indirecta, mas com a necessidade de tempos elevados de exposição (Read and O'Brien 1990).

O aparecimento de lâmpadas mais potentes e eficientes, permitiu encurtar o tempo de fotopolimerização e várias têm sido as tecnologias utilizadas com este objectivo, tais como lâmpadas de halogéneo de elevada potência, lâmpadas de plasma, LASERs e LEDs.

Utilização de fontes de LASER versus lâmpadas de halogéneo

As lâmpadas de LASER, para além do seu espectro ser estreito, apresentam a vantagem dos fótons se apresentarem em fase, não colidindo uns com os outros, o que se traduz na ausência de divergência e de perdas da intensidade com a distância. Assim, após demonstração laboratorial, foram publicados estudos clínicos comparativos das taxas de falha dos *brackets*, quando a polimerização se faz com um LASER, em comparação à encontrada com lâmpadas de halogéneo.

Em 2004, Elaut publicou um estudo em que comparou a sobrevivência ao fim de 14 meses de *brackets* Victory cimentados com o adesivo Transbond XT, usando lâmpada de halogéneo, em comparação com LASER de Argon. Os autores obtiveram 5.7% de falhas usando a lâmpada de halogéneo convencional durante 40 segundos e 2.4% de falhas com a utilização do LASER

de Argon de 250 mW, aplicado durante 10 segundos, sendo esta diferença estatisticamente significativa (Elaut and Wehrbein 2004).

Apesar das suas qualidades, este tipo de fonte de energia luminosa teve pouca aceitação na clínica devido a vários factores, entre eles, o seu elevado custo.

Lâmpadas de plasma versus lâmpadas de halogéneo

Como alternativa clínica ao uso de LASERs aparecem as lâmpadas de plasma. Ainda em 2004, Cacciafesta e col. publicaram um estudo clínico no qual avaliaram as taxas de adesão obtidas durante 12 meses, com *brackets* Victory cimentados com compósito APC. Os autores fizeram a comparação entre a fotopolimerização durante 20 segundos com uma luz de halogéneo de 450 mW/cm², com a polimerização com uma lâmpada de plasma de 1250 mW/cm², durante 5 segundos, tendo registado 4 % de falhas para a lâmpada de halogéneo e 7% para a lâmpada de plasma, embora as diferenças não tenham sido estatisticamente significativas (Cacciafesta, Sfondrini et al. 2004).

Diferentes autores mostraram que os resultados da utilização de lâmpadas de plasma parecem comparáveis aos obtidos com a utilização de lâmpadas de halogéneo, com a vantagem da diminuição do tempo de exposição possibilitada pelas primeiras (Pettemerides, Sherriff et al. 2004; Signorelli, Kao et al. 2006; Russell, Littlewood et al. 2008).

Pettemerides, em 2004, num estudo clínico de seis meses, em que utilizou o compósito Transbond XT, comparou a diferença no número de falhas, entre os *brackets* polimerizados durante 20 segundos por uma lâmpada de halogéneo, com as falhas ocorridas em *brackets* polimerizados por uma lâmpada de plasma durante 3 segundos, tendo obtido 3.4% de índice de falha para ambas as lâmpadas.

Signorelli, em 2006, avaliou a sobrevivência de *brackets* polimerizados com lâmpadas de halogéneo durante 20 segundos com a sobrevivência de *brackets* polimerizados 6 segundos com lâmpadas de plasma, obtendo ao fim de 13 meses 4,9% de falhas para ambas as lâmpadas.

Russel (2008) utilizando *brackets* APC, obteve, no fim do tratamento ortodôntico, menor incidência de falhas com a utilização de lâmpadas de plasma do que com a luz de halogéneo, embora sem atingir uma diferença estatisticamente significativa (Russell, Littlewood et al. 2008).

As lâmpadas de plasma, embora menos dispendiosas que as fontes de LASER, produzem no entanto um espectro alargado de frequências que necessita ser filtrado e são mais dispendiosas do que as lâmpadas de halogéneo, cuja tecnologia permite actualmente, valores próximos de 1200 mW/cm² para as lâmpadas de halogéneo mais comuns, ou até valores aproximados aos das lâmpadas de plasma.

Concomitantemente, surgiram as fontes de luz LED usadas em medicina dentária para polimerização dos compósitos, com vantagens em termos de economia e portabilidade. Inicialmente, estas fontes tinham uma potência reduzida, mas que tem vindo a aumentar.

Com o desenvolvimento da tecnologia LED, a partir de 2007, têm aparecido na literatura, estudos clínicos comparando a taxa de sobrevivência de *brackets* fotopolimerizados por este tipo de fontes luminosas com outros tipos de fotopolimerizadores. Estes estudos diferem no intervalo de tempo da observação, na potência das lâmpadas estudadas, nos adesivos e nos *brackets* utilizados. No entanto, o tempo de polimerização utilizado na maior parte deles, foi de 10 segundos para as luzes LED, com uma aplicação de 5 segundos em mesial e de 5 segundos em distal (Krishnaswamy and Sunitha 2007; Koupis, Eliades et al. 2008; Mirabella, Spena et al. 2008).

LEDs versus Plasma

Apesar dos estudos laboratoriais mostrarem um grau de conversão das resinas, semelhante para as luzes LED e de plasma (Yoon, Lee et al. 2002), as lâmpadas LED parecem conduzir, em ortodontia, a resultados clínicos inferiores quando comparadas com lâmpadas de plasma.

Em 2007, num estudo com uma duração entre 13 a 18 meses e usando a técnica de quadrantes diagonalmente opostos, Pandis et col., obtiveram 2.8% de falhas para a lâmpada de plasma, contra 6.7% de falhas para a lâmpada LED, ambas com potência de 2000 mW/cm² e com um tempo de exposição de 9 segundos por *bracket* (Pandis, Strigou et al. 2007).

LEDs versus lâmpadas de halogéneo

Krishnaswamy, em 2007, utilizando *brackets* GAC e o sistema adesivo Transbond XT, obteve ao fim de 15 meses, num estudo de sobrevivência, uma taxa de falha de 7% para os *brackets* polimerizados durante 10 segundos com

lâmpada LED (LED MAX 4; Heraeus Kulzer), não encontrando diferenças com os *brackets* polimerizados durante 40 segundos por uma lâmpada de halogéneo (Astralis 3, Ivoclar Vivadent).

Há vários estudos que reportam resultados clínicos sobreponíveis para as lâmpadas LED e para as lâmpadas de halogéneo (Koupis, Eliades et al. 2008; Mirabella, Spena et al. 2008).

Koupis e Eliades (2008), num estudo clínico de 9 meses, compararam a taxa de descimentação de *brackets* polimerizados com um fotopolimerizador LED, aplicado durante 10 segundos ou com uma lâmpada de halogéneo, aplicada durante 20 segundos, obtendo 5% de descimentação para o LED e de 3,3% para o Halogéneo, embora esta diferença não se tenha revelado estatisticamente significativa (Koupis, Eliades et al. 2008).

Mirabella (2008), num estudo clínico, utilizando o método de quadrantes diagonalmente opostos, não encontrou igualmente diferenças, ao fim de uma média de 8,9 meses nos valores da taxa de sobrevivência de *brackets* APC Victory colados directamente, com o uso de luz de halogéneo ou com a luz LED (10 segundos), observando taxas de falha de 2,6% para a lâmpada LED e 3,3% para a lâmpada de halogéneo.

8.1.2 Estudos clínicos envolvendo o compósito Transbond XT ou Transbond APC

Embora vários autores refiram que durante os primeiros seis meses o risco de ocorrência de falhas é superior (O'Brien, Read et al. 1989), não havendo diferenças estatisticamente significativas entre os seis e os 12 meses de tratamento (Aljubouri, Millett et al. 2004), outros referem um aumento entre os seis meses e o final do tratamento (Manning, Chadwick et al. 2006), tornando-se relevante a identificação de estudos clínicos com resultados em termos de sobrevivência, ao fim de seis meses.

É conhecido que os sistemas adesivos, bem como o tipo de *bracket*, influenciam as taxas de falha observadas ao fim dos primeiros seis meses, embora pareça haver uma tendência para uma diminuição das taxas de falha, durante os últimos anos (Ireland, Knight et al. 2003; dos Santos, Quioca et al. 2006; Manning, Chadwick et al. 2006; Wenger, Deacon et al. 2008).

No estudo de Ireland e Knhight (2003) foi reportada uma taxa de falha de 4,95%, com a utilização de *brackets* de APC (3M Unitek) polimerizados durante 20 segundos com a lâmpada de halogéneo Ortholux (3M).

Taxas de falha muito superiores (7,4%) foram encontradas por dos Santos (2006) no grupo controlo, em que foram utilizados *brackets* Dinalock (3M Unitek) e em que o adesivo foi polimerizado durante 40 segundos com uma lâmpada de halogéneo de 450 mW/cm².

Manning (2006) utilizando *brackets* APC e Transbond XT *Primer* (3M Unitek), polimerizado durante 30 segundos com uma lâmpada de halogéneo XL 3000 (3M Unitek), obteve uma taxa de falha de 2,0% ao fim de seis meses.

Mais recentemente, Wenger e Deacon (2008) num estudo clínico de comparação da sobrevivência de *brackets* obtiveram, ao fim de seis meses, 1,1% de falhas para os *brackets* com o sistema adesivo Transbond XT *Primer*/Transbond XT, em comparação com os 1,4% obtidos com a utilização de um adesivo hidrofílico Orthosolo Bond e o compósito Transbond XT. No entanto, as diferenças não foram estatisticamente significativas. Neste estudo em que foram utilizados *brackets* Omiarch (GAC) fotopolimerizados durante 20 segundos de polimerização, com uma lâmpada Ortholux da 3M.

Estudos com a utilização de primers acídicos (self etching primer - SEP)

A introdução de *primers* acídicos em ortodontia, para a adesão ao esmalte, levou ao aparecimento do Transbond Plus (3M Unitek) cujo princípio activo é um éster de ácido fosfórico metacrilato. Esta molécula resulta da combinação entre o ácido fosfórico e um grupo metacrilato, que actua simultaneamente como ácido e *primer* na adesão ao esmalte (Bishara, Ajlouni et al. 2002). A sua aplicação é simples e rápida, reduzindo eventuais erros de procedimento e a possibilidade de contaminação. Necessita apenas de um passo e elimina a necessidade de lavagem e secagem das superfícies dentárias. Por outro lado, leva a que não existam zonas de esmalte descalcificado sem a presença de resina (Gordan, Vargas e Cobb, 1997).

Estudos do padrão de descalcificação revelam menor profundidade do ataque ácido aos prismas de esmalte (Miller 2001; Buyukyilmaz, Usumez et al. 2003).

Arnold e col. publicaram, em 2002, um dos primeiros estudos laboratoriais com o Transbond Plus, encontrando valores de adesão

semelhantes aos obtidos com o uso do Transbond XT *Primer* (Arnold, Combe et al. 2002).

Alguns autores reportaram resultados de estudos laboratoriais em que a força de adesão para o Transbond Plus apresentou valores significativamente menores, em comparação com o adesivo Transbond XT *Primer* (Aljubouri, Millett et al. 2003). Outros autores verificaram que a resistência adesiva de *brackets* cimentados com o Transbond Plus foi significativamente maior (Buyukyilmaz, Usumez et al. 2003), havendo desta forma resultados contraditórios.

Após os estudos laboratoriais, aparecem estudos clínicos com a utilização de SEPs, grande parte deles usando como controlo o Transbond XT *Primer* (aplicado em duas etapas). Assim, Aljubouri em 2004, utilizando o compósito Transbond XT, publicou um estudo clínico comparativo da taxa de falha ao fim de seis meses entre estes dois adesivos, encontrando numa taxa de falha ligeiramente inferior com o uso de SEP (0,81%) do que com o *primer* convencional (0,96%) embora as diferenças entre os dois sistemas não fossem estatisticamente significativas (Aljubouri, Millett et al. 2004).

Utilizando *brackets* com compósito APC, Manning em 2006, num estudo clínico, não encontrou diferenças na taxa de falha ao fim de seis meses, entre o Transbond Plus (1,7%) e o Transbond XT (2,0%) (Manning, Chadwick et al. 2006).

Resultados idênticos foram observados por Khala (2008), utilizando o compósito Transbond XT, não encontrando diferenças na taxa de sobrevivência de *brackets* cimentados com o *primer* Transbond XT e o SEP Transbond Plus, com 3,5 % e 4,8% de falhas, respectivamente (Khalha 2008).

Já Elekdag-Turk obteve, ao fim de seis meses, uma taxa de falha de 0,6% para ambos os adesivos, num estudo com 672 *brackets* colocados por só um operador, utilizando o Transbond XT polimerizado durante 20 segundos por *bracket*, com uma lâmpada de 600 mw/cm², em que comparou um SEP, com o *primer* convencional da 3M (Elekdag-Turk, Isci et al. 2008).

Apenas dos Santos (2006) observou taxas de falha estatisticamente mais elevadas na utilização do adesivo Transbond XT, em comparação com o SEP, usando a técnica de quadrantes diagonalmente opostos. A taxa de falha para o Transbond Plus foi de 7,4% e 10,6%, para o Transbond XT. Utilizaram *brackets* Dyna-lock e o compósito Transbond XT, polimerizado durante 40

segundos por *bracket*, com uma lâmpada de QTH de 450 mW/cm² (dos Santos, Quioca et al. 2006).

Ao fim de seis meses, parece haver apenas uma diferença marginal entre os dois adesivos, com ligeira vantagem para o Transbond Plus, nalguns estudos. No entanto, as taxas de falhas variam grandemente entre os vários estudos, evidenciando o efeito de outras variáveis. O prolongamento da duração dos estudos clínicos, dos seis para os 12 meses, leva ao aparecimento de diferenças estatisticamente significativas e mesmo contraditórias, revelando um comportamento diferente dos dois adesivos com o tempo, em parte resultante do facto dos SEPs, mesmo após a polimerização, actuarem como membranas semi permeáveis (Tay, Frankenberger et al. 2004), permitindo a difusão de água, com consequente hidrólise e compromisso das propriedades mecânicas do adesivo.

Aljubouri e col., não identificaram diferenças entre o uso do Transbond Plus (SEP) e do Transbond XT, ao fim de seis meses, em termos de taxas de adesão, verificaram, entre os 6 e os 12 meses, uma taxa de falha de 0,8% para o SEP e 2 % para o Transbond XT. Ao final dos 12 meses, a diferença não se revelou estatisticamente significativa, verificando-se que, no uso de SEPs, a maior parte das falhas ocorreu durante os primeiros seis meses (Aljubouri, Millett et al. 2004).

No entanto, um conjunto de estudos posteriores vieram, de forma contraditória, mostrar um pior desempenho dos SEPs ao fim de 12 meses. Mufitt, em 2006, encontrou diferenças estatisticamente significativas, com taxas de falha de 11,2% para o Transbond Plus e de 3,9% para o Transbond XT *Primer* (Murfitt, Quick et al. 2006).

Cal Net em 2009 encontra ao fim de 12 meses, taxas de falha de 6.9% para o Transbond Plus SEP e de 4.8% para o Transbond XT, apesar da diferença não ter significado estatístico (Cal-Neto, Quintao et al. 2009).

Já Eledadak-Turk, que num estudo de seis meses não tinha encontrado diferenças em termos de taxa de falha entre o uso do Transbond XT *Primer* e o Transbond plus, ao fim de 12 meses, num estudo de quadrantes diagonalmente opostos, encontrou 4,7% de falha associada ao uso do Transbond Plus e de 1,7 % com o uso do Transbond XT *Primer* (Elekdag-Turk, Cakmak et al. 2008).

O SEP da 3M – originalmente desenvolvido como o sistema adesivo Prompt L (Espe), foi modificado e passou a ser comercializado pela 3M Unitek

como Transbond Plus Self Etching *Primer* (Aljubouri, Millett et al. 2004) – proporcionou valores laboratoriais de adesão estatisticamente superiores, em comparação com outros SEPs, como o Etch and Prime 3.0 e o Clearfil SE Bond (Buyukyilmaz, Usumez et al. 2003). O comportamento do Transbond Plus Self Etching *Primer*, em termos clínicos, também parece ser superior.

Pandis em 2005, comparou a taxa de falha entre o uso de dois SEPs, num estudo clínico com 14 meses de duração, obtendo 8,1% de falhas para o One Step (Ormco) e 0.94% de falhas para o Tranbond XT *Primer* (Pandis and Eliades 2005). Não será de excluir a possibilidade dos resultados dos estudos – clínicos e laboratoriais — poderem estar envezados, pelo facto de, independentemente do SEP utilizado, se ter usado sempre o compósito Transbond XT.

No entanto, utilizando apenas adesivos e compósitos da GAC, House em 2006 mostrou resultados clínicos muito inferiores, com o uso do SEP Ideal 1, comparado com o adesivo tradicional (*etch and rinse*), do mesmo fabricante. Aos seis meses, obteve uma taxa de falha de 56,5 % com o Ideal 1 (SEP), comparada com 5,3% do adesivo convencional. Aos 12 meses, obteve 72,4% para o Ideal 1 e 14,8 % para o adesivo convencional (House, Ireland et al. 2006).

A comparação directa entre diferentes SEPs mostra, da mesma forma, uma clara vantagem para o adesivo da 3M Unitek, como reportado por Pasquale que, ao fim de 18 meses, encontrou 4,1% de falhas para o Transbond plus (3M Unitek) e 12,4 % para o Ideal 1 da GAC (Pasquale, Weinstein et al. 2007), ou por Pashos (2009) que encontrou ao fim de 12 meses, 2,0% de falha para o Transbond plus e 8,8 % para o Clearfil Protect Bond (Paschos, Kurochkina et al. 2009).

A utilização dos SEPs, inicialmente muito promissora, por eliminar um passo na adesão ao esmalte, com uma redução do tempo médio de aplicação de 22 a 25 segundos por arcada, inferior ao tempo necessário para preparação ácida e aplicação de adesivo, em dois tempos, sendo esta diferença, contudo, discutível do ponto de vista clínico (Aljubouri, Millett et al. 2004; Banks and Thiruvengkatachari 2007; Elekdag-Turk, Isci et al. 2008; Khalha 2008). Note-se ainda que, ao final de 12 meses, o Transbond Plus mostra uma tendência para um maior índice de falhas, com uma consequente perda de tempo associado à sua recimentação.

Adhesive Pre Coated Brackets (APC)

Em 1993, a 3M Unitek iniciou a comercialização de *brackets* com uma quantidade constante de compósito na sua base, de maneira a facilitar a preparação do mesmo para a colagem, vantajosa sobretudo quando se destinam a ser aplicados por um só operador. Uma outra vantagem reclamada para este tipo de *brackets* pelos fabricantes, residiria em evitarem a inclusão de bolhas de ar no compósito. Este compósito, presente na base do bracket, difere do compósito Transbond XT em pequenas alterações, tanto da parte inorgânica, como das resinas usadas na sua constituição. Após estudos laboratoriais, surgiram uma série de estudos comparativos sobre a sua eficácia clínica, em termos de adesão.

Os primeiros estudos clínicos com estes *brackets* mostraram taxas de falha ligeiramente inferiores para o Transbond XT em comparação com o APC, embora sem diferenças estatisticamente significativas (Sunna and Rock 1998) ou apenas significativas ao nível da arcada inferior (Oliver and Dama 1997).

Olivier, em 1997, publicou um estudo clínico comparativo entre APC e o Transbond XT, no qual registou 7,9% de falha para os *brackets* APC e 2,8% para o Transbond XT, sendo a diferença estatisticamente significativa ao nível da arcada inferior (Oliver and Dama 1997).

Sunna publicou, em 1998, os resultados de um estudo clínico de 12 meses, onde os *brackets* APC obtiveram uma taxa de falha de 9,4%, em comparação com uma taxa de falha de 2,7%, obtida com o Transbond XT, embora a diferença não tenha sido estatisticamente significativa (Sunna and Rock 1998).

Wong e Power, em 2003, fizeram um estudo de sobrevivência comparativo, entre *brackets* APC e o mesmo tipo de *bracket* com o compósito Transbond XT. Usaram um modelo de quadrantes diametralmente opostos em 33 pacientes, com 746 *brackets* colocados. A polimerização foi executada durante 10 segundos por mesial e 10 segundos por distal com uma lâmpada de halogéneo (Cromalux 100 blue), cuja intensidade não é referida. Aos seis meses houve 8,06% de falhas para os APC e 7,37% para o Transbond XT, não sendo a diferença estatisticamente significativa. Cerca de 70% das falhas foram observadas nos primeiros três meses (Wong and Power 2003).

Em 2001, Choo reportou 7,2% de falhas com o Transbond XT APC ao final de 12 meses de um estudo clínico (Choo, Ireland et al. 2001).

Compómeros

A adesão ao esmalte com os compósitos obriga a uma fase inicial de descalcificação do esmalte, com a possibilidade de contaminação deste. Há também a possibilidade de existir um aumento de zonas de descalcificação. Assim, surgiram uma série de estudos clínicos sobre a utilização de ionómeros de vidro modificados, que possibilitam a adesão química ao esmalte, sem necessidade de desmineralização deste. Estes cimentos modificados são conhecidos por compómeros e podem ser fotopolimerizados para uma obtenção mais rápida de resistência mecânica. Os resultados clínicos comparativos, entre compósitos fotopolimerizáveis e compómeros, são contraditórios, havendo estudos em que ambos os sistemas apresentam resultados semelhantes em termos de taxa de falha (Fricker 1998; Choo, Ireland et al. 2001), enquanto outros mostram resultados inferiores para os compómeros (Wright, Lee et al. 1996; Cacciafesta, Bosch et al. 1999; Gaworski, Weinstein et al. 1999).

Wright e col., em 1996, compararam um cimento de ionómero de vidro modificado (Geristore, Den-Mat Corp) com um compósito fotopolimerizável (Phase II, Reliance) e encontram, ao fim de 12 meses, uma taxa de falha estatisticamente superior para o ionómero de vidro, em comparação com o compósito (8,9% vs. 3,1%).

O cimento Fuji Ortho (GC), um ionómero de vidro modificado, que tem uma reacção de polimerização dupla – química e através de fotopolimerização (Fricker 1998) – foi comparado com o compósito fotopolimerizável System 1+ (Ormco). Friker, em 1998, num ensaio clínico de 12 meses, obteve uma taxa de falha de 8,3% para o compósito System 1+ e 5% para o ionómero de vidro híbrido Fuji Ortho, diferenças não significativas.

Já Cacciafesta (1999), num estudo clínico de 12 meses, obteve diferenças significativas e contraditórias ao do estudo mencionado anteriormente, em termos de taxa de falha, com 34,5% para o Fuji Ortho e 9% para o System 1+ (Cacciafesta, Bosch et al. 1999).

Shamma, em 1999, comparou o cimento Fuji Ortho com o compósito fotopolimerizável Ligh Bond (Reliance). Apesar de o cimento Fuji Ortho ter obtido

um valor estatisticamente inferior em termos de resistência adesiva ao corte, no estudo clínico, com 14 meses de duração, não foram encontradas diferenças em termos de taxa de falha entre o compómero Fuji Ortho LC e o compósito Reliance Light Bond (Shammaa, Ngan et al. 1999).

Igualmente, Summers (2004), comparando o cimento Fuji Ortho com o compósito Light Bond, apesar de ter obtido valores laboratoriais de adesão ao corte inferiores para o cimento Fuji Ortho (9,56 MPa vs 18,46 MPa), não encontrou diferenças em termos de taxa de falha, ao fim de 16 meses do estudo clínico, tendo descrito 5% de taxa de falha para o cimento Fuji Ortho e 6,5% para o compósito Light Bond.

O cimento Fuji Ortho foi comparado com o compósito fotopolimerizável Light Bond (Reliance) por Gaworski em 1999, tendo sido descritas diferenças estatisticamente significativas em termos de taxa de falha, ao fim de 12 meses do estudo clínico, com 24,8% para o cimento Fuji Ortho em comparação com 7,4% obtida com compósito Light Bond.

Choo, em 2001, num estudo clínico com 12 meses de duração, comparou a taxa de falha obtida entre a utilização do cimento Fuji Ortho e o compósito Transbond XT. Não encontrou diferenças estatisticamente significativas, reportando uma taxa de falha de 5,8% para a utilização do ionómero Fuji Ortho LC, em comparação com 7,2% obtidos com o sistema Transbond XT (Choo, Ireland et al. 2001).

Outros compómeros, como o Dyract Ortho (DeTrey), obtiveram igualmente resultados clínicos semelhantes aos compósitos, em termos de taxa de falha. Embora com valores bastante elevados, Millett, num estudo clínico de 24 meses, obteve uma taxa de falha de 17% para o compómero Dyract Ortho e 19% para o compósito *no mix* Right On (Millett, McCluskey et al. 2000).

A variabilidade encontrada em termos de resultados pode ser parcialmente explicada pela variabilidade do tratamento da superfície do esmalte. Por exemplo, a desproteinização da superfície de esmalte com hipoclorito de sódio a 5% e a aplicação de ácido fosfórico, melhora os valores de adesão ao corte proporcionados pelo compómero Fuji Ortho LC. O condicionamento da superfície de esmalte com ácido poliacrílico a 20% permite obter valores de adesão ao corte superiores, aos obtidos com a sua utilização a 10%. No entanto, são inferiores aos obtidos quando existe um condicionamento da superfície com ácido fosfórico (Bishara, Vonwald et al. 2000).

Já na presença de superfícies húmidas, o ionómero Fuji Ortho (GC) apresentou taxas de sucesso mais elevadas, como no estudo de Cacciafesta (1998) que obteve taxas de falha de 7,9% para o ionómero Fuji Ortho em comparação com 18,2% obtidos com o System 1+ (Cacciafesta, Bosch et al. 1998). Na presença de superfícies contaminadas com saliva, parece não haver diferenças estatisticamente significativas em termos de taxas de falha, entre o compósito System 1+ e o cimento Fuji Ortho (Cacciafesta, Bosch et al. 1999)

8.1.3 Estudos de adesão indirecta

A adesão indirecta, ao contrário da adesão directa, apresenta na literatura um número restrito de estudos clínicos sobre a eficácia da colagem.

Na adesão indirecta, para além das várias variáveis presentes na técnica directa, encontramos variáveis inerentes aos diversos tipos de materiais utilizados nesta técnica e à manipulação dos mesmos. Para além disso, e como já referido anteriormente, na técnica directa, o *bracket* é colocado perpendicularmente à superfície dentária, enquanto que, na técnica indirecta, o *bracket* é posicionado sobre o dente, num processo de deslizamento tangencial, durante a inserção da moldeira de transferência. Grande parte dos estudos laboratoriais não reproduzem este efeito, o que torna os estudos clínicos ainda mais relevantes, quando abordamos a técnica indirecta.

Um dos primeiros estudos clínicos data de 1982, em que Aguirre e col. compararam durante três meses, a taxa de sucesso entre a técnica directa e a indirecta. Embora as taxas de falha tenham sido elevadas para ambas as técnicas, 4,5% para a técnica indirecta e 5,3% para a técnica directa, as diferenças não foram estatisticamente significativas (Aguirre, King et al. 1982).

Na última década, mesmo com o aparecimento de adesivos específicos para a técnica indirecta, o número de estudos clínicos continuou escasso.

Encontramos em 2003, um estudo clínico comparativo entre um adesivo desenhado especificamente para a técnica indirecta, o adesivo Shondi (3M Unitek) e o adesivo autopolimerizável Maximum Cure (Reliance), com seis meses de duração e recorrendo a quadrantes diagonalmente opostos. Neste estudo, os *brackets* foram posicionados sobre os modelos com o compósito fotopolimerizável Light Bond (Reliance), a moldeira de transferência foi

constituída por duas camadas, uma primeira com 1,5 mm de espessura e sobre esta, separadas com silicone, uma mais resistente. As bases de compósito individualizadas foram preparadas com jacto de óxido de alumínio, limpas com água e aplicado um monómero de metilmetacrilato 10 minutos antes da aplicação do adesivo. Durante os seis meses seguintes, dos 363 *brackets* colocados em cada grupo, 36 descolaram com o adesivo Sondhi (9,9%) e 5 descolaram com o adesivo Maximum Cure (1,4%) (Miles and Weyant 2003).

A utilização de adesivos fotopolimerizáveis foi igualmente estudada clinicamente pelos mesmos autores em 2005, utilizando como adesivo um compósito fluido Filtek Flow (3M Unitek) em comparação com o compósito activado quimicamente Maximum Cure (Reliance Products). O compósito para elaboração da base individualizada de compósito foi o Transbond APC, incorporado na base dos *brackets* pelo fabricante (3M Unitek). A elaboração das moldeiras de transferência e a preparação das bases foi efectuada de acordo com o descrito no estudo anterior. Ao fim de seis meses, os autores não encontraram diferenças significativas entre os dois sistemas, tendo registado 2.9% de *brackets* perdidos com o Maximum Cure e 2.4% de *brackets* perdidos com o Filtek Flow (Miles and Weyant 2005).

Assim, em termos de bases individualizadas, os dois compósitos fotopolimerizáveis, o Light Bond e o Transbond XT APC, mostraram resultados satisfatórios ,em termos de falha de adesão, com a utilização do adesivo autopolimerizável Maximum Cure. Em 2003, as bases individualizadas executadas com o compósito Light Bond foram polimerizadas durante 10 segundos com um a fonte luminosa Demetron 500 (Kerr), enquanto, no estudo de 2005, a polimerização das bases individualizadas foi obtidas com a utilização de uma fonte de luz Ortholite durante 4 segundos ou uma unidade Ortholux durante 5 segundos, ambas da 3M Unitek (Miles and Weyant 2003; Miles and Weyant 2005).

O facto de, na técnica indirecta haver a necessidade da luz ter de atravessar as moldeiras de transferência antes de incidir sobre o material a polimerizar, pode traduzir-se em resultados diferentes, com distintas fontes luminosas.

Em 2005, Krug estudou a influência das unidades de fotopolimerização na técnica indirecta, utilizando bases individualizadas em compósito Transbond XT e uma técnica de transferência com moldeira dupla. Usando o compósito

Transbond XPC (3M Unitek) e o adesivo Orthosolo (Ormco), estudou a influência da fonte de luz na taxa de falhas, ao fim de um estudo clínico de 3 meses. Não foi encontrada diferença em termos de taxa de falha entre a utilização de 30 segundos de polimerização com uma lâmpada Ortholux XT, a utilização de 6 segundos de polimerização por *bracket*, com uma lâmpada de Plasma Advance 3000 e uma polimerização de 20 segundos por *bracket*, com uma lâmpada Advance 1 LED, todas da 3M Unitek (Krug and Conley 2005).

No intuito de aumentar a adesão e reduzir as falhas, alguns clínicos recomendam a microabrasão do esmalte com óxido de alumínio, antes do ataque ácido (Wiechmann 2000). No entanto, tal procedimento é discutível, como ficou demonstrado por Miles que, usando a técnica indirecta, num estudo clínico de seis meses, não obteve diferenças estatisticamente significativas entre os dois procedimentos (Miles 2008). Resultado semelhante tinha já sido previamente obtido num estudo laboratorial (Brosh, Strouthou et al. 2005).

Em 2006, Thiagarajah e col., realizaram um dos poucos estudos publicados comparando as técnicas directa e indirecta. O estudo envolveu 32 indivíduos, em que foram colocados 560 *brackets*: 280 pela técnica directa e a outra metade pela técnica indirecta, utilizando a metodologia de quadrantes diagonalmente opostos. Na técnica indirecta, os *brackets* foram aplicados aos modelos de trabalho usando um adesivo laboratorial da 3M Unitek. Em seguida, foi executada uma moldeira de transferência, usando apenas uma placa termoformada a vácuo (Drufolen W) com 0,45 mm de espessura, onde o autor realizou cortes até às asas dos *brackets*, de maneira a facilitar a sua remoção. A transferência dos *brackets* envolveu os aspectos técnicos normais. Após a aplicação de Transbond XT *Primer* sobre os dentes, foi colocada uma pequena quantidade de compósito Transbond XT sobre a base dos *brackets*, de maneira a evitar a presença de demasiados excessos. Em seguida, os *brackets* foram posicionados sobre os dentes e procedeu-se à fotopolimerização do compósito, aplicando uma fonte luminosa não especificada, durante 10 segundos por mesial e 10 segundos por distal de cada *bracket*. Dos *brackets* colados pela técnica indirecta, sete falharam na altura da colocação (2,5%) e ocorreram mais 4 falhas (1,47%) nos seis meses seguintes. No mesmo período de tempo, registaram-se 3 falhas no grupo da técnica directa (1,07%). Após 12 meses verificou-se um número de falhas estatisticamente semelhante nos dois grupos, 6 *brackets* (2,2%) na técnica indirecta e 8 *brackets* (2,9%) na técnica directa (Thiagarajah, Spary et al. 2006).

A perda de *brackets* durante a fase de adesão da técnica indirecta foi igualmente descrita em 1993 por Cooper, que publicou um artigo em que descreveu a técnica indirecta com a utilização de *brackets* APC, cuja polimerização podia ser efectuada numa caixa de luz. Como moldeira de transferência, preconizava a utilização primeiro de folha de 2 mm de Bioplast, separação com um silicone e a colocação de uma segunda camada rígida com 1,5 mm de espessura. Após a remoção da moldeira de transferência do modelo de trabalho, a preparação das bases individualizadas de compósito foi efectuada com uma pedra verde ou jacto de óxido de alumínio e a sua posterior limpeza com acetona ou monómero. A adesão ao esmalte foi obtida com a aplicação do adesivo Transbond XT *Primer* sobre a face do dente e sobre a base do *bracket*, e a utilização de 20 segundos de polimerização por *bracket* com uma lâmpada Ortholux XT, referindo 1,4% de falhas de adesão durante o processo de adesão (Cooper and Sorenson 1993).

A colocação de *brackets*, tanto pela técnica directa como pelas técnicas indirectas, tem uma curva de aprendizagem. Geralmente, os investigadores encontram-se mais familiarizados com uma das técnicas do que com outra, o que pode condicionar os resultados obtidos. Também nos estudos clínicos, não se consegue eliminar este factor, nem o potencial viés de participação, tanto por parte do paciente como do investigador. A comparação de resultados entre diferentes clínicas permite minimizar este efeito e verificar a efectividade das técnicas.

Deahl, em 2007, num estudo comparativo entre 11 clínicas – seis utilizando o método indirecto de colagem e cinco utilizando a técnica directa – não encontrou diferenças estatisticamente significativas entre as duas técnicas. A técnica directa apresentou uma prevalência de falha de 1,17% e a técnica indirecta registou 1,21%, não havendo igualmente diferenças entre o tempo de tratamento, nem no número de visitas necessário (Deahl, Salome et al. 2007).

8.2 **OBJECTIVOS**

Este estudo pretendeu investigar o comportamento clínico, em termos de adesão, de *brackets* posicionados pela técnica indirecta, com recurso a uma moldeira de transferência com duas camadas e a um adesivo fotopolimerizável, utilizando apenas 5 segundos de fotopolimerização interproximal (10 seg por *bracket*) com uma lâmpada LED Demetron 2. Como controlo, foram utilizados *brackets* aplicados com a técnica directa, dando resposta a uma pergunta de natureza objectiva:

1- Comparar a eficácia clínica da adesão indirecta com a adesão directa de *brackets* ortodônticos, testando as seguintes hipóteses:

H_0 : Não existem diferenças em termos de taxa de sobrevivência de *brackets*, entre as duas técnicas.

H_1 : Existem diferenças em termos de taxa de sobrevivência de *brackets*, entre as duas técnicas.

8.3 MATERIAIS E MÉTODOS

8.3.1 Tipo de estudo

Estudo clínico prospectivo quase randomizado, com alocação alternada e com auto controlo, por modelo de quadrantes diametralmente opostos.

8.3.2 Amostra

Tamanho da amostra

A amostra foi constituída por 20 pacientes que necessitavam de aparatologia ortodôntica fixa bimaxilar. Dos seleccionados, 11 eram do sexo masculino e 9 eram do sexo feminino, com idades compreendidas entre 11 e 34 anos (Tabela 8.1).

Tabela 8.1– Distribuição dos participantes no estudo por sexo e por idade.

Idade		11	12	13	14	16	17	22	31	34	Total
		---	---		---	---	---	---			
Sexo	feminino	3	---	3	1	---	---	---	1	1	9
	masculino		1	4	2	1	2	1	---	---	11
Totais		3	1	7	3	1	2	1	1	1	20
percentagem		15%	5%	35%	15%	5%	10%	5%	5%	5%	100%

Seleccção da amostra

A partir de Outubro de 2008, na clínica privada do autor, foram seleccionados 20 casos consecutivos que necessitaram de colocar aparatologia fixa bimaxilar, e que preenchiam os critérios de inclusão/ exclusão

Crítérios de Inclusão

Os critérios de inclusão foram: pacientes com idade igual ou superior a 11 anos com maloclusões de classe I ou classe II, que necessitavam de

aparelhos fixos bimaxilares, com ou sem necessidade de extracções e com presença de 8 ou mais dentes em mesial dos primeiros molares. Todos os dentes posicionados mesialmente aos primeiros molares foram incluídos no estudo.

Critérios de exclusão

Foram excluídas as crianças que mostraram dificuldades de compreensão, dificuldades motoras ou cujos responsáveis legais não autorizaram a inclusão no estudo

Foram ainda excluídos pacientes que apresentavam cáries extensas, tratamentos radiculares, cáries ou restaurações vestibulares, bem como alterações morfológicas ou da textura do esmalte ou, descalcificações significativas, envolvendo as faces vestibulares.

Consentimento e ética

De acordo com a regulamentação em vigor o protocolo do presente estudo foi aprovado pela Comissão de Ética da Faculdade de Medicina Dentária.

O objectivo do estudo foi explicado a todos os pacientes e seus responsáveis, os métodos a utilizar, as suas vantagens e inconvenientes. Após a elucidação dos responsáveis e da criança foi preenchida uma declaração de consentimento e / ou assentimento.

8.3.3 Delineamento experimental

Para a comparação das duas técnicas de colocação de *brackets* desenhou-se um estudo prospectivo, de distribuição quasi aleatória e com um grupo de auto-controlo, usando o método de quadrantes diagonalmente opostos (*split mouth*).

8.3.4 Materiais e métodos

Distribuição dos grupos

Alternadamente, a cada paciente foi alocada a colocação de *brackets* pelo método indirecto, nos quadrantes ímpar ou par. No lado oposto foram colocados *brackets* pela técnica directa.

Obtenção dos modelos de trabalho

Na semana anterior à colocação dos *brackets*, foi feita uma consulta de higiene oral aos pacientes, com limpeza das superfícies vestibulares usando um jacto de bicarbonato (EMS, Suíça), ensino das instruções de higienização, colocação de bandas, caso fossem necessárias, e obtenção de modelos de trabalho por impressões em alginato ortodôntico Orthoprint (Zhermack, Itália). O alginato foi espatulado mecanicamente numa misturadora de alginato Migma (Mikrona Technologi A.G, Suíça). As impressões em alginato foram desinfectadas por imersão numa solução de hipoclorito a 10% durante 5 minutos, lavadas com água corrente e mantidas num saco hermético no frigorífico. As impressões foram corridas a gesso no espaço de 4 horas.

Os modelos de trabalho foram obtidos em Gesso tipo IV (Snow-White 0-67, Ormodent, França). O gesso foi preparado de acordo com as indicações do fabricante e segundo o método já descrito anteriormente na página 71 do presente trabalho.

Após um período de secagem de pelo menos 24 horas, o modelo foi isolado com a aplicação de uma fina camada de isolante de modelos (Ivoclar Vivadent, EUA).

Nas hemi-arcadas que foram seleccionadas para a técnica indirecta, os *brackets* foram posicionados sobre os modelos de trabalho com o compósito Transbond XT (3M/Unitek), de acordo com parâmetros clínicos (Figura 8.1).



Figura 8.1 – Brackets posicionados sobre o modelo de trabalho e aderidos ao modelo com o compósito Transbond XT.

Após a colocação dos *brackets* sobre os modelos, estes foram colocados durante 10 minutos numa câmara de luz Finolux (Ziro–Dent, Alemanha).

Moldeiras de transferência

Foram utilizadas moldeiras de transferência de dupla camada, uma interna de Bioplast com 2 mm de espessura e outra externa, de Duran com 0.5 mm de espessura (Sheu-Dental, Alemanha). Os limites destas situaram-se ao mesmo nível em ambas as hemi-arcadas, com e sem *brackets*. Os ganchos dos *brackets* foram protegidos (Figura 8.2) através da colocação de um elastômero (Prestige putty, Vannini Dental, Itália) sobre os mesmos.



Figura 8.2 – Primeira camada da moldeira de transferência em Bioplast 2 mm.

A preparação das moldeiras de transferência e das bases dos brackets foi realizada seguindo o método anteriormente descrito.



Figura 8.3 – Moldeira de transferência de duas camadas. Esquerda, camada interna em Bioplast. Direita, camada externa em Duran.

Adesão

A colocação da aparatologia fixa bimaxilar foi realizada na semana seguinte à obtenção dos modelos e 1 dia após a preparação das moldeiras de transferência. As superfícies a receberem os *brackets* foram limpas com uma escova rotativa com pedra-pomes (Martin Hess Natursteine, Suíça) e, em seguida, as superfícies destinadas à técnica indirecta foram condicionadas com gel de ácido fosfórico a 37% (Ripoll, Espanha) durante aproximadamente 30 segundos, lavadas com jacto de ar/água e secas com jacto de ar. O isolamento foi conseguido recorrendo a algodões e a aspiradores de saliva. Após a cimentação dos *brackets* pela técnica indirecta da maneira descrita no capítulo anterior, as restantes faces para aplicação dos *brackets* pela técnica directa foram condicionadas pela forma anteriormente descrita e procedeu-se à execução da técnica directa. Na colocação de *brackets* pela técnica directa, realizada de acordo com as indicações do fabricante, o Transbond XT Adhesive Primer (3M/Unitek) foi aplicado sobre o dente em fina camada, o compósito Transbond XT (3M/ Unitek) foi colocado sobre as bases dos *brackets* e estes posicionados sobre os dentes, sendo os excessos removidos com uma sonda exploradora ASA 0700-23 (ASA Dental, Itália) e com uma sonda periodontal número 3 (ASA Dental, Itália). A polimerização foi feita com uma lâmpada LED Demetron 2 (Kerr, EUA) durante 5 segundos por mesial e 5 segundos por distal.

Antes da polimerização dos *brackets* pela técnica directa, os *brackets* e os dentes que tinham sido incorporados na técnica indirecta foram protegidos da luz com a utilização de uma folha de alumínio e a colocação de uma matriz de aço com 7 mm de largura (KerrHawe, Suíça) entre os dois incisivos centrais, impedindo a transiluminação dos dentes contralaterais (Figura 8.4).



Figura 8.4 – Protecção dos dentes anteriormente colocados pela técnica indirecta com folha de alumínio e uma matriz de aço.

Após a colocação do aparelho, os pacientes receberam instruções sobre os cuidados a terem em termos de higiene e nutrição e, em caso de falha, foram instruídos a avisar o avaliador. Os pacientes foram observados mensalmente durante o período experimental.

8.3.5 Avaliação dos Resultados

Todos os pacientes foram observados com intervalos de 4 semanas, durante os 6 meses de duração do estudo. No caso dos pacientes percepcionarem algum *bracket* descimentado foram instruídos para contactarem o consultório, onde foram observados nas 48 horas seguintes.

O número de *brackets* que descimentaram durante os primeiros seis meses foi registado. Os *brackets* descimentados foram recimentados e não voltaram a ser contabilizados em termos de descimentação. O registo da descimentação foi executado sempre pelo autor, sendo registada a data indicada pelo paciente.

8.3.6 Análise estatística

Foi efectuada uma análise descritiva das variáveis usando-se, para as variáveis qualitativas, os valores absolutos e percentagens, em função das várias co-variáveis em estudo, usando-se o teste do χ^2 , para a comparação de proporções.

O intervalo de tempo entre a cimentação e a descimentação foi analisado através da construção de curvas de sobrevivência de Cox, que foram comparadas através de um teste *log-rank*, assumindo-se um valor de significância de 5%.

8.4 RESULTADOS

8.4.1 Não participantes e erosão da amostra

Não houve nenhuma recusa por parte dos participantes convidados a integrar o estudo, o que corresponde a uma proporção de aceitação de 100%. Durante os 6 meses de estudo não houve desistências de nenhum participante, pelo que a percentagem de erosão foi de 0%.

8.4.2 Distribuição da amostra, pelas variáveis de controlo

No total foram colocados 375 *brackets*, dos quais 237 (63,2%) na zona anterior e 138 (36,8%) na zona posterior (Tabela 8.2).

Tabela 8.2 – Distribuição dos *brackets* colocados por sexo e por localização (posterior refere-se a pré molares e anterior refere-se a incisivos e caninos).

		localização na arcada		Totais
		posterior	anterior	
Sexo	feminino	66 (38,4%)	106 (61,6%)	172 (100%)
	masculino	72 (35,5%)	131 (64,5%)	203 (100%)
Totais		138 (36,8%)	237 (63,2%)	375 (100%)

Nas tabelas seguintes, encontra-se representada a distribuição do número de *brackets* colocados por técnica – directa e indirecta –, por sexo (Tabela 8.3), por arcada (Tabela 8.4) e por localização dentro da arcada (podendo ser anterior ou posterior) (Tabela 8.5). Verificou-se uma distribuição homogénea das três variáveis de controlo, pelos grupos experimentais ($p>0,05$).

Tabela 8.3 - Distribuição por sexo dos brackets colocados pela técnica directa e pela técnica indirecta.

		Sexo		Totais
		Feminino	Masculino	
Técnica	Directa	86 (45,5%)	103 (54,5%)	189 (100%)
	Indirecta	86 (46,2%)	110 (53,8%)	186 (100%)
Totais		172 (45,9%)	203 (54,1%)	375 (100%)

Tabela 8.4 - Distribuição por arcada dos brackets colocados pela técnica directa e pela técnica indirecta.

		arcada		Totais
		Superior	Inferior	
Técnica	Directa	93 (49,2%)	96 (50,8%)	189 (100%)
	Indirecta	91 (48,9%)	95 (51,1%)	186 (100%)
Totais		184 (49,1%)	191 (50,9%)	375 (100%)

Tabela 8.5 - Distribuição por localização dos brackets colocados pela técnica directa e pela técnica indirecta (posterior refere-se a pré molares e anterior refere-se a incisivos e caninos).

		localização na arcada		Totais
		posterior	anterior	
Técnica	Directa	70 (37,0%)	119 (63,0%)	189 (100%)
	Indirecta	68 (36,6%)	118 (63,4%)	186 (100%)
Totais		138 (36,8%)	237 (63,2%)	375 (100%)

8.4.3 Distribuição das falhas de união ao fim de 6 meses

A distribuição dos casos de falha de união pelo grupo experimental e pelas semanas em que ocorreram encontra-se descrita na Tabela 8.6 e representada no Gráfico 8.1.

Após 6 meses de tratamento, o número total de falhas registadas foi de 5, correspondendo a 1,33% do total de *brackets* colocados no estudo. A falha ocorrida durante a primeira semana ocorreu no dia seguinte à colocação do aparelho e foi devida a um contacto prematuro com a cúspide do canino oponente. Das restantes falhas observadas, 50% ocorreram durante as primeiras 6 semanas.

Tabela 8.6 - Distribuição dos casos de falha de adesão pelas semanas em que ocorreram, de acordo com o grupo experimental, e com indicação do paciente.

		Técnica		
		directa	indirecta	total
Semana	1	1	---	1
	4	---	1	1
	6	---	1	1
	14	1	---	1
	15	1	---	1
total		3	2	5

A técnica directa registou 3 falhas, correspondentes a 1,6% dos *brackets* colocados com esta técnica e a técnica indirecta registou apenas 2 falhas o que representou 1,1% dos *brackets* colocados por esta técnica (Tabela 8.7).

Não foi encontrada qualquer associação estatisticamente significativa entre a ocorrência ou não de falha e o tipo de técnica executada ($p=0,507$).

Tabela 8.7 - Distribuição dos casos de falha de adesão pela técnica

		Brackets colocados		
		Falha	Não falha	Totais
Técnica	Directa	3 (1,6%)	186 (98,4%)	189 (100%)
	Indirecta	2 (1,1%)	184 (98,9%)	186 (100%)
Totais		5 (1,3%)	370 (98,7%)	375 (100%)

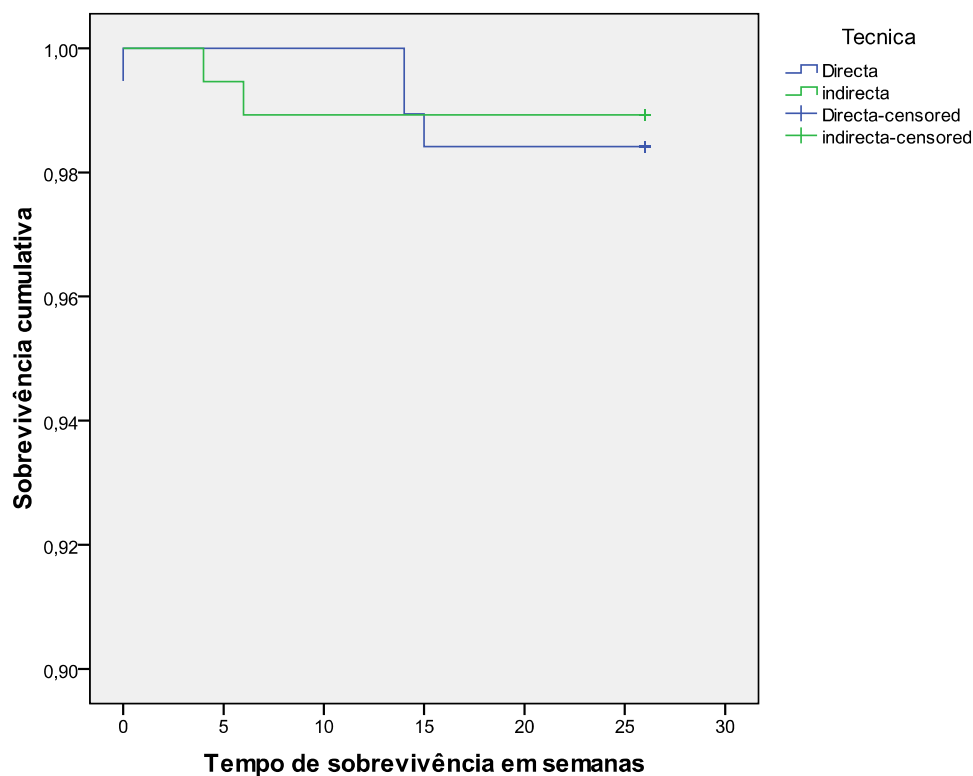


Gráfico 8.1 – Gráfico de sobrevivência da adesão dos brackets aos dentes, de acordo com o grupo experimental

Como se pode ver da análise do Gráfico 8.1, a sobrevivência de *brackets*, na técnica directa é semelhante à observada na indirecta, contudo, as falhas na técnica indirecta, registaram-se mais precocemente.

A distribuição das falhas de união pelo sexo dos participantes, pode ser observado na Tabela 8.8, pela arcada na Tabela 8.9 e pela posição – anterior ou posterior – na arcada na Tabela 8.10.

Tabela 8.8 - Distribuição dos casos de falha de adesão pelo sexo

		Brackets colocados		Totais
		Falha	Não falha	
Sexo	Feminino	3 (1,7%)	169 (98,3%)	172 (100%)
	Masculino	2 (1,0%)	201 (99,0%)	203 (100%)
Totais		5 (1,3%)	370 (98,7%)	375 (100%)

No que respeita à distribuição de falhas por sexo, no sexo feminino ocorreram 3 falhas (1,7% *brackets*) e 2 no sexo masculino (1,0% *brackets*) (Tabela 8.8).

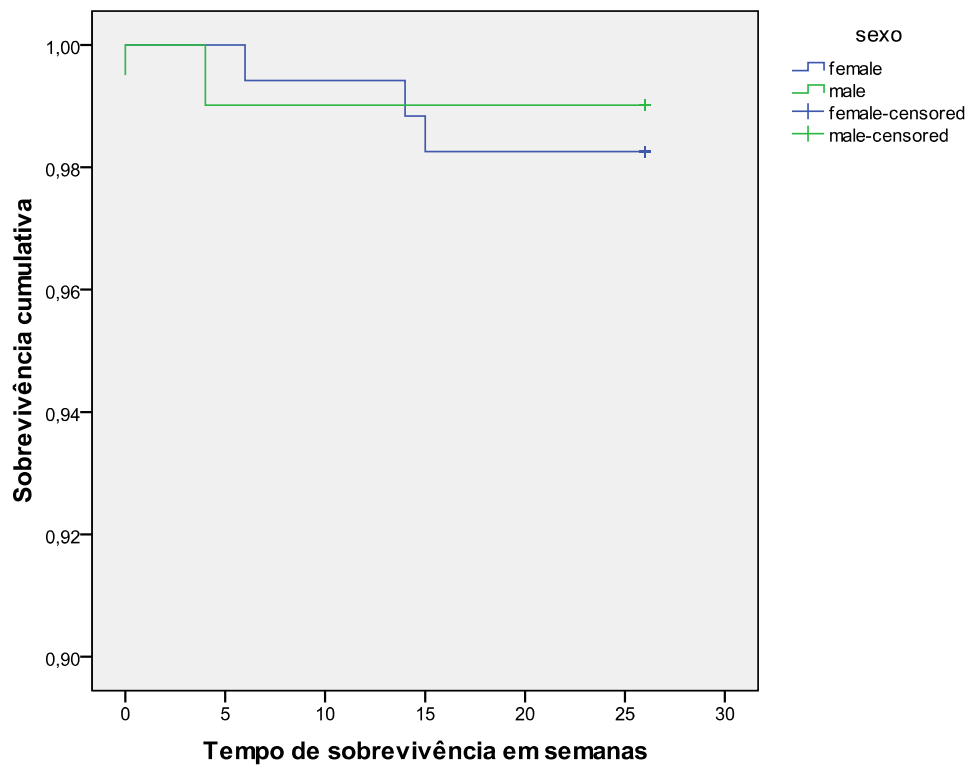


Gráfico 8.2 - Gráfico de sobrevivência da adesão dos brackets aos dentes, de acordo com o sexo do paciente.

Como se pode ver no Gráfico 8.2, as falhas ocorreram mais precocemente no sexo masculino.

Houve falha de 3 *brackets* (1,6%), dos *brackets* colocados na arcada superior e falha de 2 *brackets* (1,0%) dos colocados na arcada inferior (Tabela 8.9).

Tabela 8.9 - Distribuição dos casos de falha de adesão pela arcada.

		Brackets colocados		
		Falha	Não falha	Totais
Arcada	Superior	3 (1,6%)	181 (98,4%)	184 (100%)
	Inferior	2 (1,0%)	189 (99,0%)	191 (100%)
Totais		5 (1,3%)	370 (98,7%)	375 (100%)

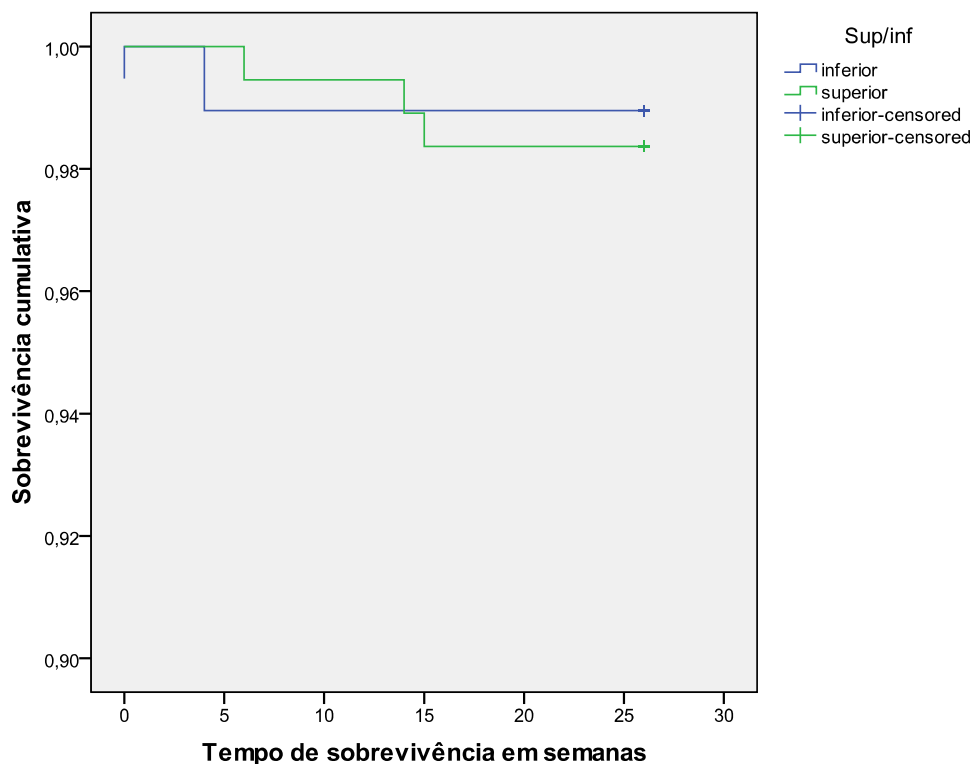


Gráfico 8.3 - Gráfico de sobrevivência da adesão dos brackets aos dentes, de acordo com a arcada dentária.

As falhas na arcada inferior registaram-se mais cedo (Gráfico 8.3).

Registou-se a falha de 3 *brackets* (2,2%) dos *brackets* colocados na zona posterior e de 2 *brackets* (0,8%) na zona anterior (Tabela 8.10.).

Tabela 8.10 - Distribuição dos casos de falha de adesão pela posição que os brackets ocupavam na arcada (posterior refere-se a pré molares e anterior refere-se a incisivos e caninos).

		Brackets colocados		
		Falha	Não falha	Totais
Localização	Posterior	3 (2,2%)	135 (97,8%)	138 (100%)
	Anterior	2 (0,8%)	235 (99,2%)	237 (100%)
Totais		5 (1,3%)	370 (98,7%)	375 (100%)

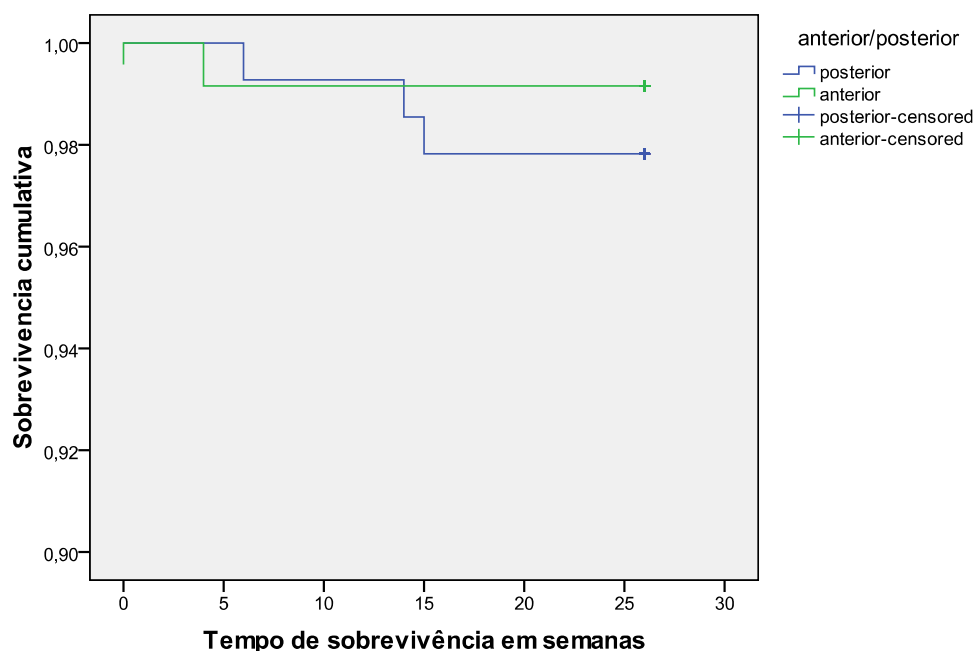


Gráfico 8.4 - Gráfico de sobrevivência da adesão dos brackets aos dentes, de acordo com a posição na arcada dentária (posterior refere-se a pré molares e anterior refere-se a incisivos e caninos).

Verificaram-se mais falhas na zona posterior do que na anterior e, nesta última, as falhas ocorreram mais precocemente (Gráfico 8.4).

8.4.4 Risco de falha de adesão ao fim de seis meses

Embora o número de ocorrências, na totalidade, ser inferior a 20 foi executada uma regressão de Cox de maneira a determinar a influência dos diversos factores sobre o risco de falha de união ao longo dos 6 meses de tratamento (Tabela 8.11).

Tabela 8.11 – Análise de sobrevivência, regressão de Cox. Variável independente: técnica directa ou indirecta. Variáveis de controlo: sexo, arcada dentária e posição na arcada.

Fonte de variação	B	Desv Padrão	χ^2	Grau de Liberdade	Signif	Exp (B)	intervalo de confiança 95%	
							Sup	Inf
Técnica	0,385	0,913	0,178	1	0,673	1,47	0,246	8,797
	0,549	0,913	0,361	1	0,548	1,731	0,289	10,37
Sexo	-0,461	0,913	0,255	1	0,614	0,631	0,105	3,776
Arcada	0,938	0,913	1,054	1	0,305	2,554	0,426	15,299
Localização								

No presente estudo, a análise de sobrevivência de Cox mostrou que não houve diferenças estatisticamente significativas entre a técnica directa e a técnica indirecta ($p=0,637$).

O facto do indivíduo pertencer ao sexo masculino ou feminino não influenciou o resultado ($p=0,549$). A arcada dentária ou a posição dentro da arcada não foram igualmente factores determinantes na ocorrência de falhas (respectivamente $p=0,614$ e $p=0,305$).

8.5 **DISCUSSÃO**

As falhas de adesão em ortodontia constituem, do ponto de vista clínico, um problema complexo pois implicam, geralmente, uma deslocação adicional do paciente a uma consulta de urgência. Quando a falha é identificada na consulta de controlo, obriga a um tempo mais prolongado de consulta, do que o inicialmente marcado. Em qualquer um dos casos, a ocorrência de uma falha, geralmente leva à necessidade de retroceder durante pelo menos um mês a uma fase de nivelamento o que, no mínimo, leva a um tratamento mais prolongado e a alguma insatisfação por parte de pacientes ou dos seus responsáveis, para além do stress que introduz na equipa clínica. Assim, dificilmente, poderemos afirmar se determinada taxa de descimentação é ou não aceitável. Será cada clínico que, individualmente, tem de se adaptar à taxa de falhas resultantes do seu método de colagem, e dentro do clinicamente aceitável, optar pelo sistema com melhor eficácia.

Os factores clínicos que levam à descimentação de *brackets* são variados e o tipo de forças envolvidas estão longe de poder ser representadas por testes de forças de corte, aplicados por meio de alças ou por meio de cinzéis, como o efectuado em contexto laboratorial.

O pressuposto de que adesivos com melhor desempenho laboratorial apresentam melhores resultados em tempo de sobrevida de *brackets*, implicaria que estes se comportassem da mesma maneira intrabucalmente e ao longo do tempo. No entanto, foi demonstrado que se verifica uma diminuição dos valores de adesão, com o aumento do tempo de exposição ao ambiente intraoral (Pickett, Sadowsky et al. 2001).

Pickett e Sadowsky (2001) compararam laboratorialmente as forças de adesão ao corte obtidas com uma máquina universal de testes, tipo Instron, com as obtidas com um alicate de remoção de *brackets* acoplado a uma célula de pressão. Obtiveram 11,02 MPa com a máquina universal de testes e 12,82 MPa com o alicate de remoção. No fim do tratamento ortodôntico, fizeram a remoção intrabucal dos *brackets*, com o alicate de remoção e obtiveram 5,47 MPa.

Por outro lado, nem sempre os adesivos que mostraram melhores valores de adesão apresentam os melhores resultados clínicos ou, por vezes, não existe consistência clínica (Paschos, Kurochkina et al. 2009).

Assim, depois de um material ou de uma metodologia terem sido validados através de testes laboratoriais, deverá-se passar à fase de ensaio clínico.

A fase de ensaio clínico não deve ser considerada o último elo do processo de investigação de novos materiais e métodos, pois no ensaio clínico, materiais e técnicas, são executadas em ambiente controlado e a mais valia da técnica, observada neste contexto e traduzida na sua eficácia, pode não corresponder à efectividade da mesma, ou seja, à mais valia observada em contexto de prática clínica habitual (PCH).

São vários os factores que podem estar associados a esta diferença entre eficácia e efectividade, tais como o ambiente controlado e artificial do ensaio clínico, que muitas vezes não se reproduz na PCH, por exemplo, no que se refere à duração do tratamento ou às características dos participantes incluídos no ensaio.

Este trabalho teve por objectivo avaliar a não inferioridade da técnica indirecta, por comparação com a técnica directa, no que diz respeito à falha de adesão de *brackets*, para o que foi desenhado um ensaio clínico utilizando um processo aleatório de escolha da técnica de colagem, controlado pelo método de quadrantes diagonalmente opostos.

Um dos problemas que se coloca na comparação dos resultados de diferentes estudos clínicos de sobrevivência de *brackets* é a diferente duração dos mesmos. Na literatura surgem estudos com três meses de duração (Aguirre, King et al. 1982; Krug and Conley 2005), seis meses (Wenger, Deacon et al. 2008), nove meses (Koupis, Eliades et al. 2008) e dezoito meses (Pasquale, Weinstein et al. 2007). Noutros artigos, os intervalos de tempo são variáveis, sendo algumas vezes registada a taxa de sobrevivência até ao final do tratamento ortodôntico (Pandis, Strigou et al. 2007; Russell, Littlewood et al. 2008). No entanto, como a maior incidência de falhas ocorre durante os primeiros seis meses (O'Brien, Read et al. 1989; Krishnaswamy and Sunitha 2007, Russell, Littlewood et al. 2008) e os poucos estudos clínicos de adesão indirecta têm seis meses de duração, optou-se por um ensaio clínico com a duração de seis meses.

Os seis meses de duração do estudo clínico permitiram proceder ao reposicionamento de *brackets* após o estudo, não comprometendo o tempo de tratamento destinado à fase de nivelamento.

Outro facto que torna difícil a comparação com outros estudos clínicos, para além da técnica e/ou adesivo utilizado, é a variação da área de cada *bracket* (Smith and Reynolds 1991; Sorel, El Alam et al. 2002), factor que pode ter influência sobre a taxa de sobrevivência clínica.

No presente estudo, procurou-se minimizar o viés inerente a variações inter-operador e da qualidade da luz de polimerização. Para tal, compósitos e adesivos utilizados pertenceram sempre ao mesmo lote. Os operadores, ortodontista e assistente, foram sempre os mesmos, ambos com experiência nas duas técnicas utilizadas, o que permitiu diminuir factores de variação e comparar de forma eficaz ambas as técnicas, em termos de adesão clínica.

Por fim, o facto de se ter utilizado o método de quadrantes diagonalmente opostos permitiu um auto-emparelhamento do caso, minimizando o viés decorrente da variabilidade inter-individual pois, muitas vezes, apenas um único paciente é responsável por uma parte significativa das falhas registadas nos estudos (O'Brien, Read et al. 1989; Manning, Chadwick et al. 2006). No entanto, o desenho de quadrantes diagonalmente opostos não reflecte completamente a prática clínica, visto o operador ter de mudar, a meio do processo de cimentação dos *brackets*, de um sistema para o outro (Manning, Chadwick et al. 2006).

8.5.1 Taxas de falha em relação à adesão indirecta

A perda de *brackets* durante a execução da técnica indirecta não é um facto estranho a esta técnica e foi já referido e discutido nos capítulos anteriores, do presente trabalho.

Cooper (1993) referiu 1,4% de falhas durante a execução da técnica indirecta, das quais 90% ocorreram na arcada inferior. Tal facto parece resultar de uma maior dificuldade no controlo da saliva na arcada inferior (Cooper and Sorenson 1993). Dos poucos estudos clínicos de comparação das técnicas directa e indirecta, apenas um reportou uma percentagem de *brackets* perdidos durante a execução da técnica indirecta na ordem dos 2,5% (Thiyagarajah,

Spary et al. 2006). Embora tal facto não tenha sido discutido pelo autor, poderá ser atribuído à utilização de uma moldeira de transferência constituída por apenas uma camada rígida, sem protecção de ganchos ou asas por uma camada mais deformável, ou ao facto de não ter sido utilizada uma técnica com uma base individualizada de compósito já polimerizado.

No presente estudo, não houve falhas durante a execução da técnica, o que se pode atribuir a vários factores, tais como o cuidado com que a técnica foi executada, à selecção dos materiais e por fim à experiência dos operadores.

Neste trabalho, verificou-se uma taxa de falha de 1,1% de *brackets*, na técnica indirecta, valor bastante inferior aos 9,9% de falha obtidos com o sistema Sondhi Rapid Set, por Miles e Weyant em 2003, ao fim de seis meses. Os autores referiram igualmente o desenvolvimento de uma pigmentação amarela em redor dos *brackets* com a utilização do adesivo Sondhi Rapid Set, facto que não aconteceu com o uso dos adesivos utilizados no presente estudo. As moldeiras de transferência usadas no trabalho de Miles e Weyant, foram semelhantes às utilizadas no presente estudo, mas as bases individualizadas de compósito foram obtidas com o Light Bond, um compósito fotopolimerizável. O mesmo estudo apresenta um resultado de 1,4% com a utilização de um outro sistema adesivo, o Maximum Cure. Assim, os valores de taxas de falha elevados obtidos com o sistema adesivo Sondhi Rapid Set não podem ser imputados à técnica utilizada, ficando por explicar o desempenho clínico tão baixo deste sistema adesivo.

Os estudos clínicos com seis meses de duração e que avaliaram a eficácia da técnica indirecta, com a utilização do adesivo autopolimerizável Maximum Cure (Reliance), utilizando um sistema de transferência semelhante ao usado no presente estudo, apresentaram ao fim de seis meses taxas de falhas de 1,4% com base individualizada feita com o compósito Light Bond (Reliance) (Miles and Weyant 2003) e 2,9% de taxas de falha com a utilização de bases individualizadas em compósito Transbond XT APC (3M Unitek) (Miles and Weyant 2005). Embora o primeiro estudo tenha utilizado *brackets* metálicos diferentes dos utilizados no presente estudo e *brackets* em policarboxilato Spirit, no segundo utilizaram *brackets* metálicos iguais ao presente estudo. Apesar das taxas de falha obtidas por Miles e Weyant (2003, 2005) terem sido ligeiramente superiores, podem ser consideradas semelhantes aos valores obtidos no trabalho descrito nesta dissertação.

O presente estudo apresentou taxas de falha inferiores às do estudo de Krug and Conley 2005) (3,24% de falhas ao fim de 3 meses), em que foram utilizados o mesmo tipo de *brackets*, uma base individualizada com compósito Transbond XT e uma moldeira de transferência comparável. Embora o autor não tenha referido a potência das lâmpadas LED e de Plasma utilizadas, o factor decisivo para esta diferença pode ter sido o facto de no trabalho de Krug e Conley ter sido feita a preparação da base de compósito individualizada, limpa com álcool, ou do adesivo utilizado, o sistema adesivo Orthosolo *Primer* (Ormco).

A percentagem de falhas obtidas no presente estudo mostra resultados semelhantes para a técnica indirecta (1,1%), aos do único estudo clínico da técnica indirecta que incorpora a interface Filtek Flow. Nesse estudo (Miles e Weyant, 2005), com seis meses de duração e utilizando uma técnica em tudo semelhante à utilizada no presente trabalho (*brackets* Victory, bases individualizadas em compósito Transbond XT APC e uma moldeira de transferência semelhante), fizeram a comparação entre o adesivo Filtek Flow e o Maximum Cure. O adesivo Filtek Flow apresentou uma taxa de falha de 2,4%, mas no estudo foram incorporados tubos de molares, ao contrário do que se verificou no nosso trabalho, quando foram excluídos, a taxa de falha obtida com o adesivo Filtek Flow passou para 1,3%.

Ressaltam-se alguns aspectos distintos nos dois trabalhos: no estudo de Miles e Weyant as fontes de luz utilizadas foram uma lâmpada Ortholux LED com 1000 mW/cm^2 (3M Unitek) com um tempo de 20 segundos por *bracket* ou uma lâmpada de plasma Ortholite com 2000 mW/cm^2 (3M Unitek) durante 4 segundos. A primeira, com a produção da energia total de 20.000 mw em comparação com os 15.000 mw utilizados no presente estudo. A segunda apresenta apenas o fornecimento de uma energia total de 8000 mW, mas de uma fonte de plasma. Igualmente, no estudo de Miles e Weyant foram incorporados *brackets* de cerâmica nos incisivos e caninos superiores. Apesar do autor não referir a existência de diferenças entre os dois tipos de *brackets* em termos de falha, os *brackets* de cerâmica apresentam uma translucidez que facilita a passagem de luz e, por consequência, a polimerização dos adesivos.

A taxa de falha obtida no presente estudo é semelhante ao 1% de falha aos seis meses reportado no estudo de adesão indirecta de Miles (2008), com o recurso à abrasão do esmalte dentário por microabrasão antes da aplicação do ácido fosfórico. A necessidade de microabrasão do esmalte dentário, referida

por alguns autores como método para aumentar a adesão dentária na técnica indirecta, não parece ser necessária. No entanto, deve considerar-se que o estudo de Miles apenas avaliou falhas ao nível de pré molares e molares mandibulares, áreas onde se geram forças mastigatórias elevadas, enquanto o presente estudo não envolveu molares.

Em comparação com técnicas indirectas, onde não é utilizada uma base individualizada de compósito, o nosso trabalho parece apresentar resultados mais vantajosos. A taxa de falha foi de 1,1%, inferior à taxa de falha de 1,5% ao fim de seis meses do estudo de Thiyagarajah (2006), que utilizou o compósito Transbond XT e *brackets* Victory numa técnica sem bases individualizadas, mas que reportou 2,5% de *brackets* perdidos durante a execução da técnica.

8.5.2 Adesão Directa

Com o aparecimento de lâmpadas de maior intensidade luminosa têm sido demonstrados níveis de adesão compatíveis com o uso clínico de tempos de exposição inferiores ao das lâmpadas de halogéneo (Koupis, Eliades et al. 2008).

O presente estudo obteve uma taxa de falha na técnica directa de 1,6%, ao fim dos primeiros seis meses. Esta taxa de falha é inferior à reportada noutros estudos clínicos de adesão, com resultados a seis meses, em que foram usadas fontes de luz LED, com 10 segundos de polimerização por *bracket* (Krishnaswamy and Sunitha 2007; Pandis, Strigou et al. 2007; Mirabella, Spena et al. 2008; Portugal 2008).

No entanto, todos estes autores utilizaram diferentes lâmpadas LED, com diferentes potências, sistemas adesivos diversos e diferentes *brackets*, factores que podem ter contribuído para a variabilidade de resultados. Destes estudos, o que se apresenta mais sobreponível com o descrito nesta tese é o estudo de Mirabella (2008) que obteve 2,6% de falhas, durante os primeiros 180 dias, utilizando *brackets* Victory APC (3M Unitek) e uma lâmpada LED Ortholux, de 1000 mW/cm². No entanto, estes valores mais elevados podem ter resultado da potência inferior da fonte luminosa, embora seja conhecido que, nem sempre, a diferença de potência de uma lâmpada se traduza em diferenças da taxa de sobrevivência de *brackets* (Portugal, 2008).

Sistema adesivo

Em comparação com outros estudos clínicos com seis meses de duração em que foi utilizado o mesmo sistema adesivo, as taxas de falha observadas no presente estudo são superiores às encontradas em trabalhos anteriores (Aljubouri, Millett et al. 2004 , Elekdag-Turk, Isci et al. 2008 e (Wenger, Deacon et al. 2008), com taxas de falha iguais a 1,1%, 0,6% e 0,5%, respectivamente.

No entanto, a percentagem de falhas do presente estudo mostrou-se bastante inferior ao que geralmente se considera como aceitável em termos clínicos e bastante inferior aos resultados obtidos pela maioria dos estudos de sobrevivência publicados durante a última década (Wong and Power 2003; Cacciafesta, Sfondrini et al. 2004; Krishnaswamy and Sunitha 2007; Koupis, Eliades et al. 2008; Mirabella, Spena et al. 2008).

Os estudos clínicos que utilizaram o sistema adesivo Transbond XT e Transbond XT *Primer* apresentam uma maior variabilidade em relação aos *brackets* utilizados, em comparação com os estudos laboratoriais. Assim, parte das diferenças poderá ser explicada pelo uso de *brackets* diferentes e de lâmpadas de menor potência. Aljubouri (2004), utilizando a mesma série de *brackets* e o mesmo sistema adesivo do presente estudo, obteve taxas de falha de 1,1% ao fim de seis meses, para *brackets* polimerizados durante 40 segundos com uma lâmpada de halogéneo de 480 mW/cm².

Como podemos constatar, os resultados obtidos neste trabalho, no que se refere à técnica directa são sobreponíveis aos da literatura.

8.5.3 Influência da arcada dentária

Na maior parte dos estudos clínicos, a taxa de falha na arcada mandibular é superior à da arcada maxilar (Krishnaswamy and Sunitha 2007; Pandis, Strigou et al. 2007; Koupis, Eliades et al. 2008; Mirabella, Spena et al. 2008). Geralmente este achado é atribuído ao facto dos *brackets* mandibulares estarem mais expostos a forças mastigatórias, sujeitos a contactos prematuros, ou a uma maior dificuldade em controlar a saliva a nível mandibular durante a colocação (Cooper and Sorenson 1993; Mirabella, Spena et al. 2008). O

controle da saliva ao nível mandibular, encontrou-se facilitado no presente estudo, pelo facto de trabalharmos com método dos quadrantes diagonalmente opostos, em que uma hemi-arcada foi colocada pelo método indirecto, o que minimiza o tempo em que a superfície preparada para a técnica directa fica exposta ao meio intrabucal.

O reduzido número de falhas observado no presente estudo, dificulta a comparação de resultados, contudo o número de falhas observadas a nível da arcada superior (1,6%) foi ligeiramente superior ao da arcada inferior (1,0%), tendo ambas as arcadas apresentado valores inferiores aos de outros estudos de adesão indirecta de Thiyagarajah (2006) que obteve 3% de falhas maxilares e 2,8% de falhas mandibulares (Thiyagarajah, Spary et al. 2006).

O resultado foi igualmente semelhante ao obtido em estudos clínicos de adesão directa tais como Elekdag-Turk, Cakmak et al. 2008 , que encontraram ao fim de 12 meses 3% de falha para arcada maxilar e 3,3% para a arcada mandibular e com (Elekdag-Turk, Isci et al. 2008) que, num estudo clinico comparativo entre um SEP e o Transbond XT *Primer*, ao fim de seis meses, encontraram um número superior de falhas ao nível da arcada maxilar, embora a diferença não tenha sido estatisticamente significativa.

Apesar de ser usualmente aceite que há maior risco de falha na arcada inferior, são vários os trabalhos que descrevem a situação inversa, reportando um índice de falha superior no maxilar superior, tal como verificado no presente trabalho. Neste estudo, tal poderá ser parcialmente explicado por: (i) *brackets* de prémolares com off-set, (ii) blocos de mordida e (iii) sequência de cimentação.

Com exclusão dos molares, os prémolares são os dentes que apresentam um maior índice de falha (Elekdag-Turk, Isci et al. 2008). O facto de, no presente estudo, terem sido usados *brackets* com off-set para os pré-molares mandibulares pode explicar, em parte, o reduzido número de falhas mandibulares. Thind (2009) encontrou, num estudo de quadrantes diagonalmente opostos, durante o tratamento ortodôntico de 83 pacientes, 4% de falhas para *brackets* de prémolares sem off-set contra 0,8% de falha para *brackets* com off-set, diferença significativa, apesar do número reduzido de ocorrências. Esta diferença de falha, em *brackets* com e sem off-set pode estar associado à maior superfície do *bracket* Victory com off-set, 13,96 mm² em comparação com os 10,57 mm² do *bracket* normal. Essa diferença não

influencia a força de adesão por unidade de área, mas influencia o *stress* a que a base é sujeita (Thind, Stirrups et al. 2009).

Outro aspecto que pode ter contribuído para o baixo número de falhas mandibulares foi o facto de, no presente estudo, se terem evitado contactos prematuros a nível dos *brackets*, através do recurso a blocos de mordida em ionómero de vidro, durante o primeiro mês, estando descrito na literatura que as interferências oclusais estão associadas a um aumento do risco de falhas (Elekdag-Turk 2008). O recurso a blocos de mordida para impedir interferências oclusais foi igualmente referido no estudo de Aljubouri em 2004, com resultados sobreponíveis aos obtidos neste trabalho (1,1% vs 1,1% do presente trabalho).

De referir que, neste estudo, uma das duas falhas registadas ao nível da mandíbula, ocorreu durante o primeiro dia após a colagem, devido a interferência oclusal após descimentação do bloco de mordida.

Há, no entanto, estudos em que foram eliminados os contactos prematuros, e que mostraram igualmente maior falha ao nível mandibular (Miles and Weyant 2003).

Por último, é de salientar que, por motivos de controlo de saliva da arcada mandibular, a cimentação na arcada maxilar costuma ser a última a ser executada e, dependendo do protocolo, após a preparação e secagem da superfície de esmalte, esta fica mais tempo exposta ao ambiente intrabucal antes da cimentação.

Apenas um estudo (Manning, Chadwick et al. 2006) refere no final do tratamento uma incidência significativamente superior de falhas maxilares (12,4%), em relação a 2,3% de falhas mandibulares. O maior número de falhas maxilares ocorreu ao nível dos incisivos maxilares, o que levou igualmente a uma maior incidência de falha anterior que posterior. Os autores referem que este achado se podia dever a hábitos comportamentais, ou à incisão pouco cuidadosa de alimentos por parte dos pacientes.

8.5.4 Influência da posição na arcada dentária

O presente estudo mostrou uma tendência para uma falha mais frequente ao nível dos dentes posteriores (2,2%) do que ao nível dos incisivos e

caninos (0,8%), embora a diferença não tenha sido estatisticamente significativa, resultante provavelmente, em parte, do número diminuto de falhas observadas. Este reduzido número de ocorrências não permitiu estudar diferenças entre a maxila e a mandíbula para a posição da arcada.

Este resultado está de acordo com os estudos de Cacciafesta (2004) e Krishnaswamy (2007), que igualmente não encontraram diferenças significativas, registrando apenas uma tendência semelhante à nossa.

Uma incidência estatisticamente mais elevada de falha posterior ao nível dos pré molares foi referida por vários autores (Mavropoulos, Karamouzos et al. 2003; Koupis, Eliades et al. 2008; Cal-Neto, Quintao et al. 2009), podendo resultar do número superior de taxas de falhas observado nesses estudos, relativamente ao observado na presente investigação.

Manning (2006), na técnica directa, reportou resultados contrários aos nossos, com um maior número de falhas a nível anterior do que posterior, embora sem atingir resultado estatisticamente significativo e Mirabella (2008) encontrou uma maior proporção de falha ao nível antero-superior, do que postero-superior.

8.6 **CONCLUSÕES**

O presente estudo clínico não permitiu a verificação de taxas de falha diferentes entre a técnica directa e a técnica indirecta

O presente estudo clínico mostrou, ao fim de seis meses, a não existência de diferenças estatisticamente significativas entre as taxa de falha obtida com a técnica directa em comparação com a obtida com a técnica indirecta.

9 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O primeiro estudo permitiu, no esmalte bovino, verificar que a técnica directa apresentava valores de resistência adesiva ao corte semelhantes aos técnica indirecta e que o material de impressão ou o tipo de moldeira de transferência não afectava significativamente os valores de adesão. Verificou-se igualmente, na técnica indirecta, uma diminuição significativa dos valores de resistência adesiva ao corte com a utilização do adesivo Concise, que apresentou uma grande variabilidade de resultados.

O segundo estudo permitiu verificar, no esmalte humano, a não existência de diferenças significativas entre a técnica directa e a indirecta quando a adesão foi executada um dia após a preparação das moldeiras de transferência. Pelo contrário, um intervalo de 28 dias entre a preparação das moldeiras de transferência e a adesão ao esmalte, levava a uma diminuição significativa dos valores de adesão para os três sistemas adesivos. Neste segundo estudo, com um dia de intervalo, o sistema adesivo Sondhi Rapid Set apresentou resultados inferiores ao sistema adesivo Concise.

Em função dos resultados dos dois primeiros estudos, no terceiro estudo foi utilizado, para a técnica indirecta, o sistema adesivo foto polimerizável Tansbond XT Primer/ Filtek Supreme XT Flow.

No terceiro estudo, o qual foi um estudo clínico, conduzido em ambiente quasi-aleatorizado, com recurso ao método dos quadrantes diagonalmente opostos, a técnica indirecta apresentou uma taxa de falha de *brackets* semelhante à obtida com a técnica directa.

Ambas as técnicas apresentaram taxas de falha clinicamente aceitáveis, e comparáveis com os melhores resultados apresentados na literatura.

Em conclusão, o uso de 5 segundos de aplicação da fonte luminosa em cada espaço interproximal com a lâmpada Demetron 2, permite colar uma arcada com 10 *brackets* num espaço de tempo clinicamente aceitável, 55 segundos por cada arcada, apresentando valores de sobrevivência aceitáveis, tanto para a técnica directa como para a técnica indirecta descrita.

Desta forma, a técnica indirecta aqui apresentada, surge como uma alternativa adequada à adesão directa, em contexto de prática clínica.

10 BIBLIOGRAFIA

- ADA (2000). ADA Council on Scientific Affairs. ANSI/ADA Specification No.25 (2000), an adoption of ISO Standard 6873: 1998 for Dental Gypsum Products.
- Aguirre, M. J., G. J. King, et al. (1982). "Assessment of bracket placement and bond strength when comparing direct bonding to indirect bonding techniques." Am J Orthod **82**(4): 269-76.
- Al-Munajed, M. K., P. H. Gordon, et al. (2000). "The use of a cyanoacrylate adhesive for bonding orthodontic *brackets*: an ex-vivo study." J Orthod **27**(3): 255-60.
- Al-Saleh, M. and O. El-Mowafy (2010). "Bond strength of orthodontic *brackets* with new self-adhesive resin cements." Am J Orthod Dentofacial Orthop **137**(4): 528-33.
- Alberto, N., L. Carvalho, et al. (2011). "Characterization of different water/powder ratios of dental gypsum using fiber Bragg grating sensors." Dent Mater J **30**(5): 700-6.
- Aljubouri, Y. D., D. T. Millett, et al. (2003). "Laboratory evaluation of a self-etching *primer* for orthodontic bonding." Eur J Orthod **25**(4): 411-5.
- Aljubouri, Y. D., D. T. Millett, et al. (2004). "Six and 12 months' evaluation of a self-etching *primer* versus two-stage etch and prime for orthodontic bonding: a randomized clinical trial." Eur J Orthod **26**(6): 565-71.
- Anusavice, K. (2003). *Produtos de Gipsita*. Phillips' Science of Dental Materials. K. Anusavice, Elsevier: 239-264.
- Arnold, R. W., E. C. Combe, et al. (2002). "Bonding of stainless steel *brackets* to enamel with a new self-etching *primer*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **122**(3): 274-6.
- Artun, J. and S. Bergland (1984). "Clinical trials with crystal growth conditioning as an alternative to acid-etch enamel pretreatment." Am J Orthod **85**(4): 333-40.
- Ash, S. and N. Hay (1996). "Adhesive pre-coated *brackets*, a comparative clinical study." Br J Orthod **23**(4): 325-9.
- Banks, P. and B. Thiruvengkatachari (2007). "Long-term clinical evaluation of bracket failure with a self-etching *primer*: a randomized controlled trial." J Orthod **34**(4): 243-51.
- Barry, G. R. (1995). "A clinical investigation of the effects of omission of pumice prophylaxis on band and bond failure." Br J Orthod **22**(3): 245-8.
- Benham, A. W., P. M. Campbell, et al. (2009). "Effectiveness of pit and fissure sealants in reducing white spot lesions during orthodontic treatment. A pilot study." Angle Orthod **79**(2): 338-45.
- Bernardo, M. F. (2004). *Desempenho clínico de materiais de restauração em dentes posteriores. Efeito do método de fotopolimerização*. Tese de Doutorado, Universidade de Lisboa.
- Bishara, S. E., R. Ajlouni, et al. (2002). "Effect of a fluoride-releasing self-etch acidic *primer* on the shear bond strength of orthodontic *brackets*." Angle Orthod **72**(3): 199-202.
- Bishara, S. E., D. E. Fehr, et al. (1993). "A comparative study of the debonding strengths of different ceramic *brackets*, enamel conditioners, and adhesives." Am J Orthod Dentofacial Orthop **104**(2): 170-9.

- Bishara, S. E., L. Vonwald, et al. (2000). "Effect of altering the type of enamel conditioner on the shear bond strength of a resin-reinforced glass ionomer adhesive." Am J Orthod Dentofacial Orthop **118**(3): 288-94.
- Blum, I. R., A. Schriever, et al. (2003). "The repair of direct composite restorations: an international survey of the teaching of operative techniques and materials." Eur J Dent Educ **7**(1): 41-8.
- Bonstein, T., D. Garlapo, et al. (2005). "Evaluation of varied repair protocols applied to aged composite resin." J Adhes Dent **7**(1): 41-9.
- Braem, M., C. L. Davidson, et al. (1987). "The relationship between test methodology and elastic behavior of composites." J Dent Res **66**(5): 1036-9.
- Brandt, S., J. M. Servoss, et al. (1975). "Practical methods of bonding direct and indirect." J Clin Orthod **9**(10): 610-21, 624-35.
- Brosh, T., S. Strouthou, et al. (2005). "Effects of buccal versus lingual surfaces, enamel conditioning procedures and storage duration on *brackets* debonding characteristics." J Dent **33**(2): 99-105.
- Buonocore, M. G. (1955). "A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces." J Dent. Res. **34**: 849-53.
- Buyukyilmaz, T., S. Usumez, et al. (2003). "Effect of self-etching *primers* on bond strength--are they reliable?" Angle Orthod **73**(1): 64-70.
- Cacciafesta, V., C. Bosch, et al. (1998). "Clinical comparison between a resin-reinforced self-cured glass ionomer cement and a composite resin for direct bonding of orthodontic *brackets* Part 1: Wetting with water." Clin Orthod Res **1**(1): 29-36.
- Cacciafesta, V., C. Bosch, et al. (1999). "Clinical comparison between a resin-reinforced self-cured glass ionomer cement and a composite resin for direct bonding of orthodontic *brackets*. Part 2: Bonding on dry enamel and on enamel soaked with saliva." Clin Orthod Res **2**(4): 186-93.
- Cacciafesta, V., M. F. Sfondrini, et al. (2004). "Plasma arc versus halogen light-curing of adhesive-precoated orthodontic *brackets*: a 12-month clinical study of bond failures." Am J Orthod Dentofacial Orthop **126**(2): 194-9.
- Cadenaro, M., G. Marchesi, et al. (2009). "Flowability of composites is no guarantee for contraction stress reduction." Dent Mater **25**(5): 649-54.
- Cal-Neto, J. P., J. A. Miguel, et al. (2006). "Effect of a self-etching *primer* on shear bond strength of adhesive precoated *brackets* in vivo." Angle Orthod **76**(1): 127-31.
- Cal-Neto, J. P., C. A. Quintao, et al. (2009). "Bond failure rates with a self-etching *primer*: a randomized controlled trial." Am J Orthod Dentofacial Orthop **135**(6): 782-6.
- Cara, R. R., G. J. Fleming, et al. (2007). "Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with resin-based composites with and without an intermediary flowable layer." J Dent **35**(6): 482-9.
- Cavalcanti, A. N., F. H. Mitsui, et al. (2007). "Influence of adhesive systems and flowable composite lining on bond strength of class II restorations submitted to thermal and mechanical stresses." J Biomed Mater Res B Appl Biomater **80**(1): 52-8.

- Choo, S. C., A. J. Ireland, et al. (2001). "An in vivo investigation into the use of resin-modified glass poly(alkenote) cements as orthodontic bonding agents." Eur J Orthod **23**(4): 403-9.
- Ciuffolo, F., E. Epifania, et al. (2006). "Rapid prototyping: a new method of preparing trays for indirect bonding." Am J Orthod Dentofacial Orthop **129**(1): 75-7.
- Civelek, A., M. Ersoy, et al. (2003). "Polymerization shrinkage and microleakage in Class II cavities of various resin composites." Oper Dent **28**(5): 635-41.
- Collins, J. (2000). "A precise and predictable laboratory procedure for indirect bonding." J Clin Orthod **34**(12): 702-5.
- Cook, W. (1986). "Alginate dental impression materials: chemistry, structure, and properties." J Biomed Mater Res **20**(1): 1-24.
- Cook, W. D. (1982). "Spectral distributions of dental photopolymerization sources." J Dent Res **61**(12): 1436-8.
- Cooper, R. B. (1992). "Indirect-bonded bite plate to prevent impingement on ceramic brackets." J Clin Orthod **26**(4): 253-4.
- Cooper, R. B. and N. A. Sorenson (1993). "Indirect bonding with adhesive precoated brackets." J Clin Orthod **27**(3): 164-7.
- Corti, A. F. (1991). "An indirect-bonded lingual retainer." J Clin Orthod **25**(10): 631-2.
- Cozza, P., L. Martucci, et al. (2006). "Shear bond strength of metal brackets on enamel." Angle Orthod **76**(5): 851-6.
- Daub, J., D. W. Berzins, et al. (2006). "Bond strength of direct and indirect bonded brackets after thermocycling." Angle Orthod **76**(2): 295-300.
- De Saeytj, C., C. E. Carels, et al. (1994). "An evaluation of a light-curing composite for bracket placement." Eur J Orthod **16**(6): 541-5.
- Deahl, S. T., N. Salome, et al. (2007). "Practice-based comparison of direct and indirect bonding." Am J Orthod Dentofacial Orthop **132**(6): 738-42.
- dos Santos, J. E., J. Quioca, et al. (2006). "Six-month bracket survival with a self-etch adhesive." Angle Orthod **76**(5): 863-8.
- Durrani, O. K., U. Bashir, et al. (2012). "Fabrication and evaluation of Bis-GMA/TEGDMA resin with various amounts of silane-coated silica for orthodontic use." Eur J Orthod **34**(1): 62-6.
- Echarri, P. and T. W. Kim (2004). "Double transfer trays for indirect bonding." J Clin Orthod **38**(1): 8-13.
- El-Askary, F. S., A. S. Fawzy, et al. (2009). "Tensile bond strength of immediately repaired anterior microfine hybrid restorative composite using nontrimmed hourglass specimens." J Adhes Dent **11**(1): 41-7.
- Elaut, J. and H. Wehrbein (2004). "The effects of argon laser curing of a resin adhesive on bracket retention and enamel decalcification: a prospective clinical trial." Eur J Orthod **26**(5): 553-60.
- Elekdag-Turk, S., F. Cakmak, et al. (2008). "12-month self-ligating bracket failure rate with a self-etching primer." Angle Orthod **78**(6): 1095-100.
- Elekdag-Turk, S., D. Isci, et al. (2008). "Six-month bracket failure rate evaluation of a self-etching primer." Eur J Orthod **30**(2): 211-6.

- Eliades, T. and C. Bourauel (2005). "Intraoral aging of orthodontic materials: the picture we miss and its clinical relevance." Am J Orthod Dentofacial Orthop **127**(4): 403-12.
- Eliades, T. and W. A. Brantley (2000). "The inappropriateness of conventional orthodontic bond strength assessment protocols." Eur J Orthod **22**(1): 13-23.
- Elvebak, B. S., P. E. Rossouw, et al. (2006). "Orthodontic bonding with varying curing time and light power using an argon laser." Angle Orthod **76**(5): 837-44.
- Eminkahyagil, N., Arman, A., Çetinşahin, A. and Karabulut, E. (2006). "Effect of Resin-removal Methods on Enamel and Shear Bond Strength of Rebonded Brackets
" Angle Orthod **76**(2): 314.
- Endo, T., S. Yoshino, et al. (2007). "Shear bond strength differences of types of maxillary deciduous and permanent teeth used as anchor teeth." Angle Orthod **77**(3): 537-41.
- Ewoldsen, N. and R. S. Demke (2001). "A review of orthodontic cements and adhesives." Am J Orthod Dentofacial Orthop **120**(1): 45-8.
- Faria, A. C., R. C. Rodrigues, et al. (2008). "Accuracy of stone casts obtained by different impression materials." Braz Oral Res **22**(4): 293-8.
- Fawzy, A. S., F. S. El-Askary, et al. (2008). "Effect of surface treatments on the tensile bond strength of repaired water-aged anterior restorative micro-fine hybrid resin composite." J Dent **36**(12): 969-76.
- Fleming, G. J. (1999). "Photopolymerization of Composite Resin Using the Argon Laser." J Can Dent Assoc **65**: 447-450.
- Fortini, A., F. Giuntoli, et al. (2007). "A simplified indirect bonding technique." J Clin Orthod **41**(11): 680-3.
- Fowler, C. S., M. L. Swartz, et al. (1992). "Influence of selected variables on adhesion testing." Dent Mater **8**(4): 265-9.
- Frankenberger, R., M. Lopes, et al. (2002). "The use of flowable composites as filled adhesives." Dent Mater **18**(3): 227-38.
- Franz, A., F. König, et al. (2009). "Cytotoxic effects of dental bonding substances as a function of degree of conversion." Dent Mater **25**(2): 232-9.
- Frey, G., H. Lu, et al. (2005). "Effect of mixing methods on mechanical properties of alginate impression materials." J Prosthodont **14**(4): 221-5.
- Fricker, J. P. (1998). "A new self-curing resin-modified glass-ionomer cement for the direct bonding of orthodontic *brackets* in vivo." Am J Orthod Dentofacial Orthop **113**(4): 384-6.
- Fried, K. H. and G. V. Newman (1983). "Indirect bonding with a non-mix adhesive." J Clin Orthod **17**(6): 414-7.
- Garino, F. and G. B. Garino (2005). "Computer-aided interactive indirect bonding." Prog Orthod **6**(2): 214-23.
- Gaworski, M., M. Weinstein, et al. (1999). "Decalcification and bond failure: A comparison of a glass ionomer and a composite resin bonding system in vivo." Am J Orthod Dentofacial Orthop **116**(5): 518-21.
- Godinho J., O. S. S. A., Jardim L. (2007). "Comparison of two self-etching *primers* and effect of saliva contamination on shear bond strenght of orthodontic *brackets*." Rev Port Estomatol Cir Maxilofac **48**(4): 197-203.

- Gottlieb, M. Cohen, et al. (1974). "JCO-interviews Morton Cohen and Elliott Silverman on indirect bonded practice." J Clin Orthod **8**(7): 384-91 passim.
- Gronberg, K., P. E. Rossouw, et al. (2006). "Distance and time effect on shear bond strength of *brackets* cured with a second-generation light-emitting diode unit." Angle Orthod **76**(4): 682-8.
- Guenthner, T. and B. Larson (2007). "Indirect bonding: a technique for precision and efficiency." Seminars in Orthodontics **13**(1): 58-63.
- Hajrassie, M. K. and S. E. Khier (2007). "In-vivo and in-vitro comparison of bond strengths of orthodontic *brackets* bonded to enamel and debonded at various times." Am J Orthod Dentofacial Orthop **131**(3): 384-90.
- Hara, A. T., L. A. Pimenta, et al. (2001). "Influence of cross-head speed on resin-dentin shear bond strength." Dent Mater **17**(2): 165-9.
- Helvatjoglou-Antoniadi, M., Y. Papadogianis, et al. (1991). "Surface hardness of light-cured and self-cured composite resins." J Prosthet Dent **65**(2): 215-20.
- Hickham, J. H. (1993). "Predictable indirect bonding." J Clin Orthod **27**(4): 215-7.
- Higgins, D. (2007). "Indirect bonding with light-cured adhesive and a hybrid transfer tray." Seminars in Orthodontics **13**(1): 64-68.
- Hisamatsu, N., M. Atsuta, et al. (2002). "Effect of silane *primers* and unfilled resin bonding agents on repair bond strength of a prosthodontic microfilled composite." J Oral Rehabil **29**(7): 644-8.
- Hobson, R. S., J. F. McCabe, et al. (2000). "The effect of food simulants on enamel-composite bond strength." J Orthod **27**(1): 55-9.
- Hocevar, R. A. and H. F. Vincent (1988). "Indirect versus direct bonding: bond strength and failure location." Am J Orthod Dentofacial Orthop **94**(5): 367-71.
- Hodge, T. M., A. A. Dhopatkar, et al. (2001). "The Burton approach to indirect bonding." J Orthod **28**(4): 267-70.
- Hodge, T. M., A. A. Dhopatkar, et al. (2004). "A randomized clinical trial comparing the accuracy of direct versus indirect bracket placement." J Orthod **31**(2): 132-7.
- Hong, R. K., Y. H. Kim, et al. (2000). "A new customized lingual indirect bonding system." J Clin Orthod **34**(8): 456-60.
- House, K., A. J. Ireland, et al. (2006). "An investigation into the use of a single component self-etching *primer* adhesive system for orthodontic bonding: a randomized controlled clinical trial." J Orthod **33**(1): 38-44; discussion 28.
- Ireland, A. J., H. Knight, et al. (2003). "An in vivo investigation into bond failure rates with a new self-etching *primer* system." Am J Orthod Dentofacial Orthop **124**(3): 323-6.
- ISO (1994). International Standardization Organization. Guidance on testing of adhesion to tooth structure. **TR 11405**.
- Jaffer, S., L. J. Oesterle, et al. (2009). "Storage media effect on bond strength of orthodontic *brackets*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **136**(1): 83-6.
- Jane, N. M. (2009). "Interview with a SureSmile doctor: Nicole M. Jane. Interview by Robert P. Scholz." Am J Orthod Dentofacial Orthop **135**(4 Suppl): S140-3.
- Jardim, L. (1998). Estudo da adesão de *brackets* ortodônticos a materiais dentários restauradores. Lisboa, Universidade de Lisboa. **Tese Doutorado**: 1-288.
- Johnson, N. (2000). "Orthodontic banding cements." J Orthod **27**(3): 283-4.

- Joseph, V. P., P. E. Rossouw, et al. (1994). "Some "sealants" seal--a scanning electron microscopy (SEM) investigation." Am J Orthod Dentofacial Orthop **105**(4): 362-8.
- Jost-Brinkmann, P. G., A. Schiffer, et al. (1992). "The effect of adhesive-layer thickness on bond strength." J Clin Orthod **26**(11): 718-20.
- Kalange, J. T. (2007). "Prescription-based precision full arch indirect bonding." Seminars in Orthodontics **13**(1): 19-42.
- Kalange, J. T. and R. G. Thomas (2007). "Indirect bonding: A comprehensive review of the literature." Seminars in Orthodontics **13**(1): 3-10.
- Kasrovi, P. M., S. Timmins, et al. (1997). "A new approach to indirect bonding using light-cure composites." Am J Orthod Dentofacial Orthop **111**(6): 652-6.
- Kauppi, M. R. and E. C. Combe (2003). "Polymerization of orthodontic adhesives using modern high-intensity visible curing lights." Am J Orthod Dentofacial Orthop **124**(3): 316-22.
- Keck, S. C. (1985). "Automixing: a new concept in elastomeric impression material delivery systems." J Prosthet Dent **54**(4): 479-83.
- Keim, R. G., E. L. Gottlieb, et al. (2002). "2002 JCO study of orthodontic diagnosis and treatment procedures. Part 2. Breakdowns of selected variables." J Clin Orthod **36**(11): 627-36; quiz 637-8.
- Khalha, A. (2008). "No difference in the failure rates of orthodontic *brackets* bonded with self-etching *primer*." Evid Based Dent **9**(3): 79-80.
- Kim, T. (2000). "New indirect bonding method for lingual orthodontics." J Clin Orthod **33**(6): 348-350.
- Kinch, A. P., H. Taylor, et al. (1988). "A clinical trial comparing the failure rates of directly bonded *brackets* using etch times of 15 or 60 seconds." Am J Orthod Dentofacial Orthop **94**(6): 476-83.
- Klocke, A. and B. Kahl-Nieke (2005). "Influence of cross-head speed in orthodontic bond strength testing." Dent Mater **21**(2): 139-44.
- Klocke, A. and B. Kahl-Nieke (2005). "Influence of force location in orthodontic shear bond strength testing." Dent Mater **21**(5): 391-6.
- Klocke, A. and B. Kahl-Nieke (2006). "Effect of debonding force direction on orthodontic shear bond strength." Am J Orthod Dentofacial Orthop **129**(2): 261-5.
- Klocke, A., H. M. Korbmacher, et al. (2003). "Plasma arc curing of ceramic *brackets*: an evaluation of shear bond strength and debonding characteristics." Am J Orthod Dentofacial Orthop **124**(3): 309-15.
- Klocke, A., H. M. Korbmacher, et al. (2002). "Plasma arc curing lights for orthodontic bonding." Am J Orthod Dentofacial Orthop **122**(6): 643-8.
- Klocke, A., J. Shi, et al. (2003). "Bond strength with custom base indirect bonding techniques." Angle Orthod **73**(2): 176-80.
- Klocke, A., J. Shi, et al. (2003). "In vitro evaluation of a moisture-active adhesive for indirect bonding." Angle Orthod **73**(6): 697-701.
- Klocke, A., J. Shi, et al. (2003). "In vitro investigation of indirect bonding with a hydrophilic *primer*." Angle Orthod **73**(4): 445-50.
- Klocke, A., J. Shi, et al. (2004). "Effect of time on bond strength in indirect bonding." Angle Orthod **74**(2): 245-50.

- Klocke, A., D. Tadic, et al. (2004). "Custom base preaging in indirect bonding." Angle Orthod **74**(1): 106-11.
- Knezevic, A. (2007). "Composite Photopolymerization with Diode Laser." Operative Dentistry **32**(3): 279-284.
- Koga, M., K. Watanabe, et al. (2007). "Quick Indirect Bonding System (Quick IDBS): An Indirect Bonding Technique using a double-silicone transfer tray." Seminars in Orthodontics **13**(1): 11-18.
- Koo, B. C., C. H. Chung, et al. (1999). "Comparison of the accuracy of bracket placement between direct and indirect bonding techniques." Am J Orthod Dentofacial Orthop **116**(3): 346-51.
- Kotsiomitzi, E., A. Tzialla, et al. (2008). "Accuracy and stability of impression materials subjected to chemical disinfection - a literature review." J Oral Rehabil **35**(4): 291-9.
- Koupias, N. S., T. Eliades, et al. (2008). "Clinical evaluation of bracket bonding using two different polymerization sources." Angle Orthod **78**(5): 922-5.
- Krishnaswamy, N. R. and C. Sunitha (2007). "Light-emitting diode vs halogen light curing of orthodontic brackets: a 15-month clinical study of bond failures." Am J Orthod Dentofacial Orthop **132**(4): 518-23.
- Krug, A. Y. and R. S. Conley (2005). "Shear bond strengths using an indirect technique with different light sources." J Clin Orthod **39**(8): 485-7; quiz 472.
- Kugel, G., T. Klettke, et al. (2007). "Investigation of a new approach to measuring contact angles for hydrophilic impression materials." J Prosthodont **16**(2): 84-92.
- Kumar, R., S. Sundari, et al. (2011). "Depth of resin penetration into enamel with 3 types of enamel conditioning methods: A confocal microscopic study." Am J Orthod **140**(4): 479-485.
- Latorre-Garcia, M., C. Alvarez-Gayosso, et al. (2006). "Study of shrinkage-strain and contraction rates of commercial and experimental compomers." Dent Mater **22**(11): 1063-70.
- Linn, B. J., D. W. Berzins, et al. (2006). "A comparison of bond strength between direct- and indirect-bonding methods." Angle Orthod **76**(2): 289-94.
- Loguercio, A. D., C. Zago, et al. (2005). "One-year clinical evaluation of a flowable resin liner associated with a microhybrid resin in noncarious cervical lesions." Clin Oral Investiq **9**(1): 18-20.
- Loomans, B. A., M. V. Cardoso, et al. (2011). "Is there one optimal repair technique for all composites?" Dent Mater **27**(7): 701-9.
- Lovell, L. G., S. M. Newman, et al. (1999). "The effects of light intensity, temperature, and comonomer composition on the polymerization behavior of dimethacrylate dental resins." J Dent Res **78**(8): 1469-76.
- Lynch, C. D., I. R. Blum, et al. (2012). "Repair or replacement of defective direct resin-based composite restorations: contemporary teaching in U.S. and Canadian dental schools." J Am Dent Assoc **143**(2): 157-63.
- Mah, J. and R. Sachdeva (2001). "Computer-assisted orthodontic treatment: the SureSmile process." Am J Orthod Dentofacial Orthop **120**(1): 85-7.
- Malkoc, S., T. Uysal, et al. (2010). "In-vitro assessment of temperature rise in the pulp during orthodontic bonding." Am J Orthod Dentofacial Orthop **137**(3): 379-83.

- Manning, N., S. M. Chadwick, et al. (2006). "A randomized clinical trial comparing 'one-step' and 'two-step' orthodontic bonding systems." J Orthod **33**(4): 276-83; discussion 256-7.
- Matasa, C. G. (1992). "Direct bonding metallic *brackets*: where are they heading?" Am J Orthod Dentofacial Orthop **102**(6): 552-60.
- Matsuno, I., S. Okuda, et al. (2003). "The hybrid core system for indirect bonding." J Clin Orthod **37**(3): 160-1; quiz 148.
- Mavropoulos, A., M. Cattani-Lorente, et al. (2008). "Kinetics of light-cure bracket bonding: power density vs exposure duration." Am J Orthod Dentofacial Orthop **134**(4): 543-7.
- Mavropoulos, A., A. Karamouzos, et al. (2003). "In vivo evaluation of two new moisture-resistant orthodontic adhesive systems: a comparative clinical trial." J Orthod **30**(2): 139-47; discussion 127-8.
- Mavropoulos, A., C. B. Staudt, et al. (2005). "Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units." Eur J Orthod **27**(4): 408.
- Mavropoulos, A., C. B. Staudt, et al. (2005). "Light curing time reduction: in vitro evaluation of new intensive light-emitting diode curing units." Eur J Orthod **27**(4): 408-12.
- Mayes, J. H. (1999). "Further dialogue on indirect bonding." Am J Orthod Dentofacial Orthop **116**(4): 26A-28A.
- Mayhew, M. J. (2005). "Computer-aided bracket placement for indirect bonding." J Clin Orthod **39**(11): 653-60.
- Melsen, B. and P. Biaggini (2002). "The Ray Set: a new technique for precise indirect bonding." J Clin Orthod **36**(11): 648-54.
- Miles, P. G. (2002). "Indirect bonding with a flowable light-cured adhesive." J Clin Orthod **36**(11): 646-7.
- Miles, P. G. (2008). "Does microetching enamel reduce bracket failure when indirect bonding mandibular posterior teeth?" Aust Orthod J **24**(1): 1-4.
- Miles, P. G. and R. J. Weyant (2003). "A clinical comparison of two chemically-cured adhesives used for indirect bonding." J Orthod **30**(4): 331-6; discussion 299.
- Miles, P. G. and R. J. Weyant (2005). "A comparison of two indirect bonding adhesives." Angle Orthod **75**(6): 1019-23.
- Miller, R. A. (2001). "Laboratory and clinical evaluation of a self-etching *primer*." J Clin Orthod **35**(1): 42-5.
- Millett, D. T., L. A. McCluskey, et al. (2000). "A comparative clinical trial of a compomer and a resin adhesive for orthodontic bonding." Angle Orthod **70**(3): 233-40.
- Milne, J. W., G. F. Andreasen, et al. (1989). "Bond strength comparison: a simplified indirect technique versus direct placement of *brackets*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **96**(1): 8-15.
- Mirabella, D., R. Spina, et al. (2008). "LED vs halogen light-curing of adhesive-precoated *brackets*." Angle Orthod **78**(5): 935-40.
- Mitra, S. B., D. Wu, et al. (2003). "An application of nanotechnology in advanced dental materials." J Am Dent Assoc **134**(10): 1382-90.
- Moshiri, F. and M. D. Hayward (1979). "Improved laboratory procedure for indirect bonding." J Clin Orthod **13**(7): 472-3.

- Moskowitz, E. M. (2007). "Indirect bonding with a thermal cured composite." Seminars in Orthodontics **13**(1): 69-74.
- Mujagic, M., C. Fauquet, et al. (2005). "Digital design and manufacturing of the Lingualcare bracket system." J Clin Orthod **39**(6): 375-82; quiz 370.
- Muller-Hartwich, R., T. M. Prager, et al. (2007). "SureSmile--CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires." Int J Comput Dent **10**(1): 53-62.
- Murfitt, P. G., A. N. Quick, et al. (2006). "A randomised clinical trial to investigate bond failure rates using a self-etching *primer*." Eur J Orthod **28**(5): 444-9.
- Myrberg, N. E. and C. F. Warner (1982). "Indirect bonding technique." J Clin Orthod **16**(4): 269-72.
- Newmann, M. G., W. G. Miranda, et al. (2005). "Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units." Journal of Dentistry **33**(6): 525-532.
- Noble, J., F. J. Hechter, et al. (2009). "Future practice plans of orthodontic residents in the United States." Am J Orthod Dentofacial Orthop **135**(3): 357-60.
- Nomoto, R. (1997). "Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins." Dent Mater J **16**(1): 60-73.
- O'Brien, K. D., M. J. Read, et al. (1989). "A visible light-activated direct-bonding material: an in vivo comparative study." Am J Orthod Dentofacial Orthop **95**(4): 348-51.
- Oesterle, L. J. and W. C. Shellhart (2001). "Bracket bond strength with transillumination of a light-activated orthodontic adhesive." Angle Orthod **71**(4): 307-11.
- Oesterle, L. J. and W. C. Shellhart (2008). "Effect of aging on the shear bond strength of orthodontic *brackets*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **133**(5): 716-20.
- Oesterle, L. J., W. C. Shellhart, et al. (1998). "The use of bovine enamel in bonding studies." Am J Orthod Dentofacial Orthop **114**(5): 514-9.
- Oesterle, L. J., W. C. Shellhart, et al. (2004). "Effect of *primer* precuring on the shear bond strength of orthodontic *brackets*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **126**(6): 699-702.
- Oliver, B. and M. Dama (1997). "A retrospective six-months clinical trial of adhesive precoated *brackets* and bonding system." J Can Dent Assoc **63**(2): 101-3, 107.
- Olmez, A., N. Oztas, et al. (2004). "The effect of flowable resin composite on microleakage and internal voids in class II composite restorations." Oper Dent **29**(6): 713-9.
- Oyama, N., A. Komori, et al. (2004). "Evaluation of light curing units used for polymerization of orthodontic bonding agents." Angle Orthod **74**(6): 810-5.
- Ozcan, M., P. Alander, et al. (2005). "Effect of three surface conditioning methods to improve bond strength of particulate filler resin composites." J Mater Sci Mater Med **16**(1): 21-7.
- Ozcan, M., S. H. Barbosa, et al. (2007). "Effect of surface conditioning methods on the microtensile bond strength of resin composite to composite after aging conditions." Dent Mater **23**(10): 1276-82.

- Oztas, N., A. Alacam, et al. (2003). "The effect of air abrasion with two new bonding agents on composite repair." Oper Dent **28**(2): 149-54.
- Pandis, N. and T. Eliades (2005). "A comparative in vivo assessment of the long-term failure rate of 2 self-etching *primers*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **128**(1): 96-8.
- Pandis, N., S. Strigou, et al. (2007). "Long-term failure rate of *brackets* bonded with plasma and high-intensity light-emitting diode curing lights:a clinical assessment." Angle Orthod **77**(4): 707-10.
- Papacchini, F., S. Dall'Oca, et al. (2007). "Composite-to-composite microtensile bond strength in the repair of a microfilled hybrid resin: effect of surface treatment and oxygen inhibition." J Adhes Dent **9**(1): 25-31.
- Papacchini, F., I. Radovic, et al. (2008). "Flowable composites as intermediate agents without adhesive application in resin composite repair." Am J Dent **21**(1): 53-8.
- Papacchini, F., M. Toledano, et al. (2007). "Hydrolytic stability of composite repair bond." Eur J Oral Sci **115**(5): 417-24.
- Paschos, E., N. Kurochkina, et al. (2009). "Failure rate of *brackets* bonded with antimicrobial and fluoride-releasing, self-etching *primer* and the effect on prevention of enamel demineralization." Am J Orthod Dentofacial Orthop **135**(5): 613-20.
- Pasquale, A., M. Weinstein, et al. (2007). "In-vivo prospective comparison of bond failure rates of 2 self-etching *primer*/adhesive systems." Am J Orthod Dentofacial Orthop **132**(5): 671-4.
- Perdigao, J. and A. Ritter (2001). Adesão aos tecidos dentários. Odontologia Restauradora - Fundamentos e Possibilidade. L. N. Baratieri, S. Monteiro, Jr., M. Andradaet al. São Paulo, Livraria Santos Editora Comp. Imp. Ltda.: 85-128.
- Perriard, J., M. C. Lorente, et al. (2009). "The effect of water storage, elapsed time and contaminants on the bond strength and interfacial polymerization of a nanohybrid composite." J Adhes Dent **11**(6): 469-78.
- Petteimerides, A. P., M. Sherriff, et al. (2004). "An in vivo study to compare a plasma arc light and a conventional quartz halogen curing light in orthodontic bonding." Eur J Orthod **26**(6): 573-7.
- Peutzfeldt, A. and E. Asmussen (2005). "Resin Composite Properties and Energy Density of Light Cure." Journal of Dental Research **84**(7): 659-662.
- Pickett, K. L., P. L. Sadowsky, et al. (2001). "Orthodontic in vivo bond strength: comparison with in vitro results." Angle Orthod **71**(2): 141-8.
- Polat, O., A. I. Karaman, et al. (2004). "In vitro evaluation of shear bond strengths and in vivo analysis of bond survival of indirect-bonding resins." Angle Orthod **74**(3): 405-9.
- Portugal, J. (2008). Efeito das condições de fotopolimerização sobre o desempenho laboratorial e clínico de um sistema adesivo ortodôntico. Lisboa, Universidade de Lisboa. **Tese de Doutorado**: 1-248.
- Portugal, J., M. Bernardo, et al. (2002). "Reistência adesiva de restaurações em compósito reparadas após um período de dois anos de envelhecimento." Rev Port Estomatol Cir Maxilofac **43**(3): 107-115.
- Portugal, J. and L. Jardim (2008). "Orthodontic resin microhardnes in five bracket sites: effect of curing method." Eur J Orthod. **30**(5): e158-.

- Power, J. M. and R. L. Sakaguchi (2006). Craig's Restorative Dental Materials. St. Louis, MI., Mosby Elsevier.
- Pratten, D. H. and R. G. Craig (1989). "Wettability of a hydrophilic addition silicone impression material." J Prosthet Dent **61**(2): 197-202.
- Pus, M. D. and D. C. Way (1980). "Enamel loss due to orthodontic bonding with filled and unfilled resins using various clean-up techniques." Am J Orthod **77**(3): 269-83.
- Qin, M. and H. Liu (2005). "Clinical evaluation of a flowable resin composite and flowable compomer for preventive resin restorations." Oper Dent **30**(5): 580-7.
- Rawls, H. and J. Esquivel-Upshaw (2003). Resinas restauradoras. Phillips' Science of Dental Materials. K. Anusavice, Elsevier: 375-417.
- Read, M. J. and K. D. O'Brien (1990). "A clinical trial of an indirect bonding technique with a visible light-cured adhesive." Am J Orthod Dentofacial Orthop **98**(3): 259-62.
- Read, M. J. and A. I. Pearson (1998). "A method for light-cured indirect bonding." J Clin Orthod **32**(8): 502-3.
- Redmond, W. J., M. J. Redmond, et al. (2004). "The OrthoCAD bracket placement solution." Am J Orthod Dentofacial Orthop **125**(5): 645-6.
- Reichheld, S. J., R. A. Ritucci, et al. (1990). "An indirect bonding technique." J Clin Orthod **24**(1): 21-4.
- Rinastiti, M., M. Ozcan, et al. "Immediate repair bond strengths of microhybrid, nanohybrid and nanofilled composites after different surface treatments." J Dent **38**(1): 29-38.
- Rodrigues, S. A., Jr., J. L. Ferracane, et al. (2009). "Influence of surface treatments on the bond strength of repaired resin composite restorative materials." Dent Mater **25**(4): 442-51.
- Rossouw, P. E. and V. P. Joseph (1992). "Indirect fabrication of a bonded lower lingual retainer." J Clin Orthod **26**(7): 413-5.
- Rossouw, P. E. and E. Terblanche (1995). "Use of finite element analysis in assessing stress distribution during debonding." J Clin Orthod **29**(11): 713-7.
- Rueggeberg, F. A. (2011). "State-of-the-art: Dental photocuring-A review." Dent Mater **27**: 39-52.
- Rueggeberg, F. A., J. S. Blalock, et al. (2005). "LED curing lights--what's new?" Compend Contin Educ Dent **26**(8): 586, 588, 590-1.
- Rueggeberg, F. A. and W. F. Caughman (1993). "The influence of light exposure on polymerization of dual-cure resin cements." Oper Dent **18**(2): 48-55.
- Rueggeberg, F. A., M. A. Cole, et al. (2009). "Comparison of manufacturer-recommended exposure durations with those determined using biaxial flexure strength and scraped composite thickness among a variety of light-curing units." J Esthet Restor Dent **21**(1): 43-61.
- Russell, J. S., S. J. Littlewood, et al. (2008). "The efficacy of a plasma arc light in orthodontic bonding: a randomized controlled clinical trial." J Orthod **35**(3): 202-9; discussion 175.
- Ryou, D. B., H. S. Park, et al. (2008). "Use of flowable composites for orthodontic bracket bonding." Angle Orthod **78**(6): 1105-9.

- Sadowsky, P. L., D. H. Retief, et al. (1990). "Effects of etchant concentration and duration on the retention of orthodontic *brackets*: an in vivo study." Am J Orthod Dentofacial Orthop **98**(5): 417-21.
- Sain, D. R., S. A. Huge, et al. (1994). "Indirect-bonded Nance appliance." J Clin Orthod **28**(9): 522-4.
- Saleh, F. and N. Taymour (2003). "Validity of using bovine teeth as a substitute for human counterparts in adhesive tests." East Mediterr Health J **9**(1-2): 201-7.
- Schaneveldt, S. and T. F. Foley (2002). "Bond strength comparison of moisture-insensitive *primers*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **122**(3): 267-73.
- Scholz, R. P. (1983). "Indirect bonding revisited." J Clin Orthod **17**(8): 529-36.
- Scholz, R. P. and R. C. Sachdeva (2010). "Interview with an innovator: SureSmile Chief Clinical Officer Rohit C. L. Sachdeva." Am J Orthod Dentofacial Orthop **138**(2): 231-8.
- Scholz, R. P. and D. M. Sarver (2009). "Interview with an Insignia doctor: David M. Sarver." Am J Orthod Dentofacial Orthop **136**(6): 853-6.
- Scholz, R. P. and M. L. Swartz (1982). "Lingual orthodontics: a status report. Part 3. Indirect bonding - laboratory and clinical procedures." J Clin Orthod **16**(12): 812-20.
- Sfondrini, M. F., V. Cacciafesta, et al. (2006). "Effect of light-tip distance on the shear bond strengths of resin-modified glass ionomer cured with high-intensity halogen, light-emitting diode, and plasma arc lights." American Journal of Orthodontics and Dentofacial Orthopedics **129**(4): 541-546.
- Sfondrini, M. F., V. Cacciafesta, et al. (2004). "Plasma arc versus halogen light curing of orthodontic *brackets*: a 12-month clinical study of bond failures." Am J Orthod Dentofacial Orthop **125**(3): 342-7.
- Shammaa, I., P. Ngan, et al. (1999). "Comparison of bracket debonding force between two conventional resin adhesives and a resin-reinforced glass ionomer cement: an in vitro and in vivo study." Angle Orthod **69**(5): 463-9.
- Sharif, M. O., M. Catleugh, et al. (2009). "Replacement versus repair of defective restorations in adults: resin composite." Cochrane Database Syst Rev **2**: CD005971.
- Sharma-Sayal, S. K., P. E. Rossouw, et al. (2003). "The influence of orthodontic bracket base design on shear bond strength." Am J Orthod Dentofacial Orthop **124**(1): 74-82.
- Shawkat, E. S., A. C. Shortall, et al. (2009). "Oxygen inhibition and incremental layer bond strengths of resin composites." Dent Mater **25**(11): 1338-46.
- Shen, C. (2003). *Materiais de Moldagem*. Phillips' Science of Dental Materials. K. Anusavice, Elsevier: 193-238.
- Shiau, J. Y., S. T. Rasmussen, et al. (1993). "Analysis of the "shear" bond strength of pretreated aged composites used in some indirect bonding techniques." J Dent Res **72**(9): 1291-7.
- Shiau, J. Y., S. T. Rasmussen, et al. (1993). "Bond strength of aged composites found in *brackets* placed by an indirect technique." Angle Orthod **63**(3): 213-20.
- Shpack, N., S. Geron, et al. (2007). "Bracket placement in lingual vs labial systems and direct vs indirect bonding." Angle Orthod **77**(3): 509-17.

- Signorelli, M. D., E. Kao, et al. (2006). "Comparison of bond strength between orthodontic *brackets* bonded with halogen and plasma arc curing lights: an in-vitro and in-vivo study." Am J Orthod Dentofacial Orthop **129**(2): 277-82.
- Sinha, P. K., R. S. Nanda, et al. (1995). "Bond strengths and remnant adhesive resin on debonding for orthodontic bonding techniques." Am J Orthod Dentofacial Orthop **108**(3): 302-7.
- Smith, N. R. and I. R. Reynolds (1991). "A comparison of three bracket bases: an in vitro study." Br J Orthod **18**(1): 29-35.
- Soderholm, K. (2000). Indirect adhesion. Adhesion, the silent revolution in dentistry. J. Roulet, Quintessence Publishing.
- Soderholm, K. J. (1990). "Filler leachability during water storage of six composite materials." Scand J Dent Res **98**(1): 82-8.
- Soderholm, K. J. and M. J. Roberts (1991). "Variables influencing the repair strength of dental composites." Scand J Dent Res **99**(2): 173-80.
- Sondhi, A. (1999). "Efficient and effective indirect bonding." Am J Orthod Dentofacial Orthop **115**(4): 352-9.
- Sondhi, A. (2007). "Effective and efficient Indirect bonding: the Sondhi method." Seminars in Orthodontics **13**(1): 43-57.
- Sonis, A. L. (1988). "Comparison of a light-cured adhesive with an autopolymerizing bonding system." J Clin Orthod **22**(11): 730-2.
- Sonis, A. L. (1996). "Air abrasion of failed bonded metal *brackets*: a study of shear bond strength and surface characteristics as determined by scanning electron microscopy." Am J Orthod Dentofacial Orthop **110**(1): 96-8.
- Sorel, O., R. El Alam, et al. (2002). "Comparison of bond strength between simple foil mesh and laser-structured base retention *brackets*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **122**(3): 260-6.
- Stahl, F., S. Ashworth, et al. (2000). "Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential." Biomaterials **21**: 1379-1385.
- Stanley (1999). Orthodontic perspectives. **6**.
- Summers, A., E. Kao, et al. (2004). "Comparison of bond strength between a conventional resin adhesive and a resin-modified glass ionomer adhesive: an in vitro and in vivo study." Am J Orthod Dentofacial Orthop **126**(2): 200-6; quiz 254-5.
- Sunna, S. and W. P. Rock (1998). "Clinical performance of orthodontic *brackets* and adhesive systems: a randomized clinical trial." Br J Orthod **25**(4): 283-7.
- Surmont, P., L. Dermaut, et al. (1992). "Comparison in shear bond strength of orthodontic *brackets* between five bonding systems related to different etching times: an in vitro study." Am J Orthod Dentofacial Orthop **101**(5): 414-9.
- Swanson, T., W. J. Dunn, et al. (2004). "Shear bond strength of orthodontic *brackets* bonded with light-emitting diode curing units at various polymerization times." Am J Orthod Dentofacial Orthop **125**(3): 337-41.
- Talbot, T. Q., R. J. Blankenau, et al. (2000). "Effect of argon laser irradiation on shear bond strength of orthodontic *brackets*: an in vitro study." Am J Orthod Dentofacial Orthop **118**(3): 274-9.

- Tavas, M. A. and D. C. Watts (1984). "A visible light-activated direct bonding material: an in vitro comparative study." Br J Orthod **11**(1): 33-7.
- Tay, F. R., R. Frankenberger, et al. (2004). "Single-bottle adhesives behave as permeable membranes after polymerization. I. In vivo evidence." J Dent **32**(8): 611-21.
- Tezvergil, A., L. V. Lassila, et al. (2003). "Composite-composite repair bond strength: effect of different adhesion *primers*." J Dent **31**(8): 521-5.
- The Dental Advisor (2002). "Light-curing units." The Dental Advisor **19**(4): 2-5.
- Thind, B. S., D. R. Stirrups, et al. (2009). "Bond failure of gingivally offset mandibular premolar *brackets*: a randomized controlled clinical trial." Am J Orthod Dentofacial Orthop **135**(1): 49-53.
- Thind, B. S., D. R. Stirrups, et al. (2006). "A comparison of tungsten-quartz-halogen, plasma arc and light-emitting diode light sources for the polymerization of an orthodontic adhesive." Eur J Orthod **28**(1): 78-82.
- Thiyagarajah, S., D. J. Spary, et al. (2006). "A clinical comparison of bracket bond failures in association with direct and indirect bonding." J Orthod **33**(3): 198-204.
- Thomas, R. G. (1979). "Indirect bonding: simplicity in action." J Clin Orthod **13**(2): 93-106.
- Thompson, M. A., J. L. Drummond, et al. (2008). "Bond strength analysis of custom base variables in indirect bonding techniques." Am J Orthod Dentofacial Orthop **133**(1): 9 e15-20.
- Trimpeeneers, L. M. and L. R. Dermaut (1996). "A clinical trial comparing the failure rates of two orthodontic bonding systems." Am J Orthod Dentofacial Orthop **110**(5): 547-50.
- Trites, B., T. F. Foley, et al. (2004). "Bond strength comparison of 2 self-etching *primers* over a 3-month storage period." Am J Orthod Dentofacial Orthop **126**(6): 709-16.
- Uysal, T., Z. Sari, et al. (2004). "Are the flowable composites suitable for orthodontic bracket bonding?" Angle Orthod **74**(5): 697-702.
- Valletta, R., D. Prisco, et al. (2007). "Evaluation of the debonding strength of orthodontic *brackets* using three different bonding systems." Eur J Orthod **29**(6): 571-7.
- Vicente, A. and L. A. Bravo (2009). "Evaluation of different flowable materials for bonding *brackets*." Am J Dent **22**(2): 111-4.
- von Fraunhofer, J. A. and R. R. Spiers (1983). "Strength testing of dental stone: a comparison of compressive, tensile, transverse, and shear strength tests." J Biomed Mater Res **17**(2): 293-9.
- Wattanawongpitak, N., T. Yoshikawa, et al. (2006). "The effect of bonding system and composite type on adaptation of different C-factor restorations." Dent Mater J **25**(1): 45-50.
- Weisser, J. I. (1973). "A successful method for bonding stainless steel *brackets* and auxiliaries." J Clin Orthod **7**(10): 637-45.
- Wendl, B., H. Droschl, et al. (2008). "Indirect bonding--a new transfer method." Eur J Orthod **30**(1): 100-7.

- Wenger, N. A., S. Deacon, et al. (2008). "A randomized control clinical trial investigating orthodontic bond failure rates when using Orthosolo universal bond enhancer compared to a conventional bonding *primer*." J Orthod **35**(1): 27-32.
- White, L. W. (1999). "A new and improved indirect bonding technique." J Clin Orthod **33**(1): 17-23.
- White, L. W. (2001). "An expedited indirect bonding technique." J Clin Orthod **35**(1): 36-41.
- Wiechmann, D. (1999). "Lingual orthodontics (part 1): laboratory procedure." J Orofac Orthop **60**(5): 371-9.
- Wiechmann, D. (2000). "Lingual orthodontics (Part 3): Intraoral sandblasting and indirect bonding." J Orofac Orthop **61**(4): 280-91.
- Winkler, M. M., P. Monaghan, et al. (1995). "Freeze-drying and scanning electron microscopy of setting dental gypsum." Dent Mater **11**(4): 226-30.
- Wong, M. and S. Power (2003). "A prospective randomized clinical trial to compare pre-coated and non-pre-coated *brackets*." J Orthod **30**(2): 155-8; discussion 128.
- Wright, A. B., R. T. Lee, et al. (1996). "Clinical and microbiologic evaluation of a resin modified glass ionomer cement for orthodontic bonding." Am J Orthod Dentofacial Orthop **110**(5): 469-75.
- www.relianceorthodontics.com. Retrieved 12/05, 2012, from www.relianceorthodontics.com/store/product.php?productid=39&cat=0&page=1.
- Yamaguchi, K., M. Miyazaki, et al. (2006). "Influence of crosshead speed on micro-tensile bond strength of two-step adhesive systems." Dental Materials **22**(5): 420-425.
- Yang, L., W. Wu, et al. (2008). "Study of UV-curable composite resin of transfer tray for orthodontics." Frontiers of Materials Science in China **2**(4): 430-436.
- Yesilyurt, C., A. Kusgoz, et al. (2009). "Initial repair bond strength of a nano-filled hybrid resin: effect of surface treatments and bonding agents." J Esthet Restor Dent **21**(4): 251-60.
- Yi, G. K., W. J. Dunn, et al. (2003). "Shear bond strength comparison between direct and indirect bonded orthodontic *brackets*." Am J Orthod Dentofacial Orthop **124**(5): 577-81.
- Yoon, T. H., Y. K. Lee, et al. (2002). "Degree of polymerization of resin composites by different light sources." J Oral Rehabil **29**(12): 1165-73.
- Zachrisson, B. U. and B. O. Brobakken (1978). "Clinical comparison of direct versus indirect bonding with different bracket types and adhesives." Am J Orthod **74**(1): 62-78.

11 APÊNDICES

I-Dados laboratoriais do estudo em dentes bovinos

II-Dados laboratoriais do estudo de envelhecimento

III-Dados do Ensaio Clínico

IV- Assentimento e consentimento informado

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
1	1	1	1	1	1	23,05	2
2	1	1	1	1	1	10,91	0
3	1	1	1	1	1	11,7	1
4	1	1	1	1	1	20,47	2
5	1	1	1	1	1	missing ⁹	missing ⁹
6	1	1	1	1	1	12,57	2
7	1	1	1	1	1	17,54	1
8	1	1	1	1	1	missing ⁹	missing ⁹
9	1	1	1	1	1	12,08	2
10	1	1	1	1	1	15,68	1
11	1	1	1	1	2	12,34	1
12	1	1	1	1	2	21,9	1
13	1	1	1	1	2	19,93	2
14	1	1	1	1	2	12,64	1
15	1	1	1	1	2	12,69	2
16	1	1	1	1	2	14,55	1
17	1	1	1	1	2	11,78	2
18	1	1	1	1	2	13,62	2
19	1	1	1	1	2	17,24	1
20	1	1	1	1	2	12,49	1
21	1	1	2	2	1	19,53	1
22	1	1	2	2	1	11,14	1
23	1	1	2	2	1	16,25	1
24	1	1	2	2	1	8,11	0
25	1	1	2	2	1	10,82	1
26	1	1	2	2	1	5,79	3
27	1	1	2	2	1	10,97	1
28	1	1	2	2	1	16,85	2
29	1	1	2	2	1	15,83	0
30	1	1	2	2	1	12,12	1
31	1	1	2	2	2	12,41	0
32	1	1	2	2	2	21,77	2
33	1	1	2	2	2	12,87	2
34	1	1	2	2	2	13,18	1
35	1	1	2	2	2	11,5	0
36	1	1	2	2	2	18,03	1
37	1	1	2	2	2	13,33	1
38	1	1	2	2	2	5,04	0
39	1	1	2	2	2	12,28	1
40	1	1	2	2	2	9,63	1

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastómero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
41	1	1	3	3	1	9,77	2
42	1	1	3	3	1	12,46	2
43	1	1	3	3	1	19,54	1
44	1	1	3	3	1	8,69	1
45	1	1	3	3	1	4,45	0
46	1	1	3	3	1	18,84	1
47	1	1	3	3	1	3,12	1
48	1	1	3	3	1	16,38	1
49	1	1	3	3	1	lost ¹⁰	lost ¹⁰
50	1	1	3	3	1	lost ¹⁰	lost ¹⁰
51	1	1	3	3	2	23,65	1
52	1	1	3	3	2	15,59	1
53	1	1	3	3	2	23,6	2
54	1	1	3	3	2	20,89	1
55	1	1	3	3	2	17,2	2
56	1	1	3	3	2	24,54	1
57	1	1	3	3	2	17,87	1
58	1	1	3	3	2	23,48	2
59	1	1	3	3	2	18,61	2
60	1	1	3	3	2	18,16	1
61	1	2	1	4	1	15,54	1
62	1	2	1	4	1	16,49	2
63	1	2	1	4	1	16,26	1
64	1	2	1	4	1	11,49	2
65	1	2	1	4	1	14,38	2
66	1	2	1	4	1	10,33	2
67	1	2	1	4	1	9,74	1
68	1	2	1	4	1	5,45	2
69	1	2	1	4	1	15,42	1
70	1	2	1	4	1	9,14	2
71	1	2	1	4	2	13,86	2
72	1	2	1	4	2	18,21	2
73	1	2	1	4	2	7,17	3
74	1	2	1	4	2	18,7	1
75	1	2	1	4	2	12,11	2
76	1	2	1	4	2	19,19	2
77	1	2	1	4	2	15,19	1
78	1	2	1	4	2	18,73	2
79	1	2	1	4	2	17,65	2
80	1	2	1	4	2	25,19	2

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastômero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
81	1	2	2	5	1	19,05	1
82	1	2	2	5	1	8,26	0
83	1	2	2	5	1	13,52	1
84	1	2	2	5	1	21,3	1
85	1	2	2	5	1	12,49	2
86	1	2	2	5	1	19,96	1
87	1	2	2	5	1	20,01	0
88	1	2	2	5	1	19,27	1
89	1	2	2	5	1	18,45	2
90	1	2	2	5	1	17,62	1
91	1	2	2	5	2	14,9	1
92	1	2	2	5	2	14,74	1
93	1	2	2	5	2	14,35	2
94	1	2	2	5	2	21,2	1
95	1	2	2	5	2	18,82	2
96	1	2	2	5	2	14,7	1
97	1	2	2	5	2	11	1
98	1	2	2	5	2	19,52	0
99	1	2	2	5	2	18,5	2
100	1	2	2	5	2	13,65	0
101	1	2	3	6	1	16,14	0
102	1	2	3	6	1	11,45	2
103	1	2	3	6	1	17,42	0
104	1	2	3	6	1	1,99	1
105	1	2	3	6	1	13,72	1
106	1	2	3	6	1	14,48	1
107	1	2	3	6	1	9,2	1
108	1	2	3	6	1	17,54	1
109	1	2	3	6	1	missing ⁹	missing ⁹
110	1	2	3	6	1	lost ¹⁰	lost ¹⁰
111	1	2	3	6	2	10,86	2
112	1	2	3	6	2	16,16	1
113	1	2	3	6	2	12,74	1
114	1	2	3	6	2	13,96	1
115	1	2	3	6	2	21,11	1
116	1	2	3	6	2	13,58	1
117	1	2	3	6	2	19,46	1
118	1	2	3	6	2	13,58	2
119	1	2	3	6	2	15,81	1
120	1	2	3	6	2	21,9	1

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastômero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek, 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3); 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
121	1	3	1	7	1	13,13	2
122	1	3	1	7	1	18,32	2
123	1	3	1	7	1	9,25	2
124	1	3	1	7	1	14,31	2
125	1	3	1	7	1	26,24	1
126	1	3	1	7	1	11,98	2
127	1	3	1	7	1	20,18	1
128	1	3	1	7	1	15,12	2
129	1	3	1	7	1	11,84	1
130	1	3	1	7	1	12,57	2
131	1	3	1	7	2	19,65	2
132	1	3	1	7	2	missing ⁹	missing ⁹
133	1	3	1	7	2	14,28	2
134	1	3	1	7	2	13,28	2
135	1	3	1	7	2	17,66	2
136	1	3	1	7	2	15,96	2
137	1	3	1	7	2	20,9	2
138	1	3	1	7	2	12,48	2
139	1	3	1	7	2	11,25	2
140	1	3	1	7	2	17,85	2
141	1	3	2	8	1	8,43	1
142	1	3	2	8	1	13,96	2
143	1	3	2	8	1	9,6	0
144	1	3	2	8	1	9,48	2
145	1	3	2	8	1	12,58	1
146	1	3	2	8	1	8,53	2
147	1	3	2	8	1	missing ⁹	missing ⁹
148	1	3	2	8	1	15,18	1
149	1	3	2	8	1	12,43	1
150	1	3	2	8	1	16,49	0
151	1	3	2	8	2	16,55	1
152	1	3	2	8	2	14,9	1
153	1	3	2	8	2	16,65	1
154	1	3	2	8	2	12,25	1
155	1	3	2	8	2	12,52	1
156	1	3	2	8	2	16,96	1
157	1	3	2	8	2	11,79	1
158	1	3	2	8	2	15,99	1
159	1	3	2	8	2	15,1	1
160	1	3	2	8	2	13,76	1

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastômero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
161	1	3	3	9	1	15,55	1
162	1	3	3	9	1	16,96	1
163	1	3	3	9	1	2,01	1
164	1	3	3	9	1	5,9	1
165	1	3	3	9	1	4,34	1
166	1	3	3	9	1	5,21	1
167	1	3	3	9	1	4,07	1
168	1	3	3	9	1	5,7	2
169	1	3	3	9	1	17,43	2
170	1	3	3	9	1	9,7	2
171	1	3	3	9	2	14,04	1
172	1	3	3	9	2	13,59	1
173	1	3	3	9	2	13,72	1
174	1	3	3	9	2	13,48	1
175	1	3	3	9	2	14,12	1
176	1	3	3	9	2	11,2	1
177	1	3	3	9	2	16,99	2
178	1	3	3	9	2	20,05	1
179	1	3	3	9	2	14,66	1
180	1	3	3	9	2	14,56	1
181	2	1	1	10	1	19,41	2
182	2	1	1	10	1	22,81	2
183	2	1	1	10	1	20,58	2
184	2	1	1	10	1	4,91	1
185	2	1	1	10	1	14,61	1
186	2	1	1	10	1	16,58	2
187	2	1	1	10	1	5,51	1
188	2	1	1	10	1	13,93	2
189	2	1	1	10	1	25,55	1
190	2	1	1	10	1	13,59	0
191	2	1	1	10	2	15,96	2
192	2	1	1	10	2	16,61	2
193	2	1	1	10	2	20,47	2
194	2	1	1	10	2	16,96	2
195	2	1	1	10	2	22,47	2
196	2	1	1	10	2	22,37	2
197	2	1	1	10	2	24,04	2
198	2	1	1	10	2	20,34	2
199	2	1	1	10	2	19,05	2
200	2	1	1	10	2	19,9	2

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastómero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
201	2	1	2	11	1	18,73	1
202	2	1	2	11	1	18,33	1
203	2	1	2	11	1	10,32	2
204	2	1	2	11	1	8,38	2
205	2	1	2	11	1	lost ¹⁰	lost ¹⁰
206	2	1	2	11	1	13,382	1
207	2	1	2	11	1	13,64	1
208	2	1	2	11	1	6,59	1
209	2	1	2	11	1	13,11	1
210	2	1	2	11	1	9,94	2
211	2	1	2	11	2	23,72	1
212	2	1	2	11	2	15,62	1
213	2	1	2	11	2	18,83	1
214	2	1	2	11	2	15,99	1
215	2	1	2	11	2	10,55	1
216	2	1	2	11	2	15,75	1
217	2	1	2	11	2	17,8	2
218	2	1	2	11	2	16,18	1
219	2	1	2	11	2	20,73	1
220	2	1	2	11	2	18,11	1
221	2	1	3	12	1	16,34	1
222	2	1	3	12	1	7,56	0
223	2	1	3	12	1	21,81	1
224	2	1	3	12	1	12,13	0
225	2	1	3	12	1	21,45	1
226	2	1	3	12	1	14,16	0
227	2	1	3	12	1	4,85	1
228	2	1	3	12	1	11,74	1
229	2	1	3	12	1	13,9	2
230	2	1	3	12	1	11,45	1
231	2	1	3	12	2	20,24	1
232	2	1	3	12	2	14,73	1
233	2	1	3	12	2	13,45	2
234	2	1	3	12	2	13,23	2
235	2	1	3	12	2	10	1
236	2	1	3	12	2	23,14	1
237	2	1	3	12	2	14,42	1
238	2	1	3	12	2	17,48	1
239	2	1	3	12	2	11,82	1
240	2	1	3	12	2	14,54	1

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastômero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
241	2	2	1	13	1	16,32	2
242	2	2	1	13	1	22,6	1
243	2	2	1	13	1	5,73	3
244	2	2	1	13	1	21,95	2
245	2	2	1	13	1	15,21	0
246	2	2	1	13	1	14,9	2
247	2	2	1	13	1	6,11	2
248	2	2	1	13	1	21,89	1
249	2	2	1	13	1	17,28	0
250	2	2	1	13	1	22,57	2
251	2	2	1	13	2	3,65	2
252	2	2	1	13	2	10,91	2
253	2	2	1	13	2	13,49	2
254	2	2	1	13	2	14,73	2
255	2	2	1	13	2	12,79	2
256	2	2	1	13	2	10,98	2
257	2	2	1	13	2	18,26	1
258	2	2	1	13	2	4,423	1
259	2	2	1	13	2	17,85	2
260	2	2	1	13	2	11,93	2
261	2	2	2	14	1	16,28	2
262	2	2	2	14	1	23,63	1
263	2	2	2	14	1	21,85	1
264	2	2	2	14	1	12,02	1
265	2	2	2	14	1	9,03	0
266	2	2	2	14	1	17,32	1
267	2	2	2	14	1	16,73	2
268	2	2	2	14	1	16,91	1
269	2	2	2	14	1	6,63	3
270	2	2	2	14	1	16,19	2
271	2	2	2	14	2	9,32	1
272	2	2	2	14	2	9,128	1
273	2	2	2	14	2	11,11	1
274	2	2	2	14	2	12,51	2
275	2	2	2	14	2	17,82	1
276	2	2	2	14	2	11,56	1
277	2	2	2	14	2	8,479	1
278	2	2	2	14	2	12,98	1
279	2	2	2	14	2	9,845	2
280	2	2	2	14	2	7,461	2

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastómero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
281	2	2	3	15	1	16,45	1
282	2	2	3	15	1	13,27	2
283	2	2	3	15	1	9,99	2
284	2	2	3	15	1	10,68	2
285	2	2	3	15	1	13,64	1
286	2	2	3	15	1	14,04	2
287	2	2	3	15	1	12,42	1
288	2	2	3	15	1	15,23	1
289	2	2	3	15	1	18,55	2
290	2	2	3	15	1	12,9	1
291	2	2	3	15	2	9,79	1
292	2	2	3	15	2	17,38	1
293	2	2	3	15	2	10,2	1
294	2	2	3	15	2	14,31	2
295	2	2	3	15	2	13,21	1
296	2	2	3	15	2	10,69	2
297	2	2	3	15	2	5,751	2
298	2	2	3	15	2	12,1	1
299	2	2	3	15	2	4,498	2
300	2	2	3	15	2	7,931	2
301	2	3	1	16	1	18,03	2
302	2	3	1	16	1	7,73	0
303	2	3	1	16	1	16,14	1
304	2	3	1	16	1	20,93	fractura ¹¹
305	2	3	1	16	1	23,76	1
306	2	3	1	16	1	19,46	1
307	2	3	1	16	1	19,29	1
308	2	3	1	16	1	23,69	2
309	2	3	1	16	1	17,01	2
310	2	3	1	16	1	17,8	2
311	2	3	1	16	2	11,57	2
312	2	3	1	16	2	11,82	2
313	2	3	1	16	2	11,73	2
314	2	3	1	16	2	15	2
315	2	3	1	16	2	20,68	2
316	2	3	1	16	2	19,22	1
317	2	3	1	16	2	12,13	2
318	2	3	1	16	2	12,84	1
319	2	3	1	16	2	7,04	3
320	2	3	1	16	2	15,82	2

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastômero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
321	2	3	2	17	1	17,31	1
322	2	3	2	17	1	23,3	2
323	2	3	2	17	1	8,72	3
324	2	3	2	17	1	15,68	0
325	2	3	2	17	1	21,17	1
326	2	3	2	17	1	13,83	0
327	2	3	2	17	1	18,12	2
328	2	3	2	17	1	13,89	1
329	2	3	2	17	1	19,33	1
330	2	3	2	17	1	16,5	1
331	2	3	2	17	2	16,1	1
332	2	3	2	17	2	11,22	2
333	2	3	2	17	2	20,22	1
334	2	3	2	17	2	9,21	1
335	2	3	2	17	2	14,11	1
336	2	3	2	17	2	5,01	1
337	2	3	2	17	2	20	1
338	2	3	2	17	2	8,37	1
339	2	3	2	17	2	8,25	1
340	2	3	2	17	2	13	0
341	2	3	3	18	1	13,34	2
342	2	3	3	18	1	21,34	1
343	2	3	3	18	1	12,65	1
344	2	3	3	18	1	18,59	1
345	2	3	3	18	1	20,62	2
346	2	3	3	18	1	15,94	1
347	2	3	3	18	1	18,11	1
348	2	3	3	18	1	5,78	1
349	2	3	3	18	1	16,28	2
350	2	3	3	18	1	5,6	2
351	2	3	3	18	2	16,74	2
352	2	3	3	18	2	6,34	1
353	2	3	3	18	2	11,41 removido ¹²	
354	2	3	3	18	2	14,78	2
355	2	3	3	18	2	19,94	1
356	2	3	3	18	2	17,44	2
357	2	3	3	18	2	17,6	2
358	2	3	3	18	2	17,47	2
359	2	3	3	18	2	15,52	2
360	2	3	3	18	2	missing ⁹	missing ⁹

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastômero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

id ¹	imp. ²	transf ³	ades. ⁴	mét. ⁵	fase ⁶	SBS ⁷	ARI ⁸
361	0	0	0	19	1	21,73	1
362	0	0	0	19	1	23,4	2
363	0	0	0	19	1	14,95	2
364	0	0	0	19	1	11,85	2
365	0	0	0	19	1	18,29	1
366	0	0	0	19	1	13,67	0
367	0	0	0	19	1	15,5	1
368	0	0	0	19	1	6,87	3
369	0	0	0	19	1	10,78	2
370	0	0	0	19	1	17,08	1
371	0	0	0	19	2	14,74	2
372	0	0	0	19	2	14,98	1
373	0	0	0	19	2	18,64	2
374	0	0	0	19	2	11,66	2
375	0	0	0	19	2	6,45	3
376	0	0	0	19	2	18,39	2
377	0	0	0	19	2	16,5	2
378	0	0	0	19	2	11,25	2
379	0	0	0	19	2	19,08	2
380	0	0	0	19	2	12,46	2

1- Espécime; 2- Método de impressão das arcadas dentárias (1 Alginato, 2- Elastômero); 3- Moldeira de transferência (1- Bioplast/ Duran, 2- Memosil, 3- Memosil/ Duran); 4- Sistemas adesivos utilizados (0- Técnica directa, 1 Filtek , 2- Shondi, 3- Concise); 5- Grupos conforme a técnica utilizada (18 grupos com a técnica indirecta e um com a técnica directa); 6- Arcada dentária utilizada (1- Primeira série, 2- segunda série); 7- Valores de resistência adesiva ao corte (Mega Pascal); 8- (ARI) índice de adesivo residual (0- índice 0, 1- índice1, 2- índice 2, 3- índice 3) ; 9- (*missing*) Falha da obtenção de valores devido a problemas experimentais durante a execução das medições; 10- (*lost*) Perda do *bracket* durante a execução da técnica indirecta; 11- fractura do esmalte do espécime. 12- remoção do dente do cilindro de acrílico durante o teste de resistência adesiva.

Esp. ¹	G.E. ²	arcada ³	número ⁴	impressão ⁵	transferencia ⁶	tempo ⁷	adesivo ⁸	SBS ⁹	ARI ¹⁰
1	1	h1	1	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	12,457	0
2	1	h1	2	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	16,305	1
3	1	h1	3	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	8,002	1
4	1	h1	4	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	16,79	1
5	1	h1	5	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	13,667	0
6	1	h1	6	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	13,048	1
7	1	h1	7	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	17,857	2
8	1	h1	8	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	11,99	1
9	1	h1	9	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	8,291	1
10	1	h1	10	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	10,667	0
11	1	h2	1	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	13,543	1
12	1	h2	2	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	10,962	1
13	1	h2	3	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	12,724	0
14	1	h2	4	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	8,25	0
15	1	h2	5	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	15,8	2
16	1	h2	6	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	9,198	1
17	1	h2	7	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	9,743	1
18	1	h2	8	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	14,648	1
19	1	h2	9	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	14,248	1
20	1	h2	10	alginato	Bioplast/Duran	1	Filtek	12,686	2
21	2	h3	1	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	12,21	1
22	2	h3	2	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	9,829	1
23	2	h3	3	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	10,552	1
24	2	h3	4	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	9,657	0
25	2	h3	5	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	9,47	2
26	2	h3	6	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	10,638	1
27	2	h3	7	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	10,667	2
28	2	h3	8	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	8,993	1
29	2	h3	9	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	11,933	1
30	2	h3	10	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	12,552	1
31	2	h4	1	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	9,436	0
32	2	h4	2	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	6,238	1
33	2	h4	3	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	13,743	0
34	2	h4	4	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	8,259	0
35	2	h4	5	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	10,829	0
36	2	h4	6	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	12,648	1
37	2	h4	7	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	12,086	1
38	2	h4	8	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	13,343	1
39	2	h4	9	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	12,895	1
40	2	h4	10	alginato	Bioplast/Duran	1	Shondi	12,152	1

1- Espécime; 2- Grupos utilizados no estudo; 3- Número da arcada utilizada; 4- Número do espécime por cada arcada; 5- Material de impressão da arcada (alginato, sem); 6- Moldeira de transferência utilizada; 7- Sistema adesivo utilizado (Filtek, Shondi, Concise ou técnica directa); 8- Valor de resistência adesiva ao corte em Mega Pascal; 10- Tipo de falha de união (0- índice 0, 1- índice 1, 2- índice 2, 3- índice 3, 999- ausência de leitura); 11- Perda do *bracket* por erro experimental.

Esp. ¹	G.E. ²	arcada ³	número ⁴	impressão ⁵	transferencia ⁶	tempo ⁷	adesivo ⁸	SBS ⁹	ARI ¹⁰
41	3	h5	1	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	14,171	1
42	3	h5	2	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	14,371	0
43	3	h5	3	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	11,971	0
44	3	h5	4	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	11,41	1
45	3	h5	5	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	9,502	1
46	3	h5	6	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	18,143	0
47	3	h5	7	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	9,619	1
48	3	h5	8	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	9,01	1
49	3	h5	9	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	16,257	1
50	3	h5	10	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	19,8	1
51	3	h6	1	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	12,19	1
52	3	h6	2	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	11,048	1
53	3	h6	3	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	12,714	2
54	3	h6	4	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	12,429	1
55	3	h6	5	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	10,39	1
56	3	h6	6	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	14,067	1
57	3	h6	7	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	13,571	0
58	3	h6	8	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	15,476	1
59	3	h6	9	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	11,467	1
60	3	h6	10	alginato	Bioplast/Duran	1	Concise	13	1
61	4	h8	1	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	9,404	1
62	4	h8	2	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	6,299	1
63	4	h8	3	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	9,028	1
64	4	h8	4	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	11,61	0
65	4	h8	5	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	11,571	0
66	4	h8	6	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	7,607	1
67	4	h8	7	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	9,8	1
68	4	h8	8	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	6,705	1
69	4	h8	9	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	7,876	0
70	4	h8	10	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	10,124	999
71	4	h9	1	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	7,465	1
72	4	h9	2	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	9,543	2
73	4	h9	3	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	12,905	1
74	4	h9	4	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	3,637	999
75	4	h9	5	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	10,838	1
76	4	h9	6	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	10,448	1
77	4	h9	7	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	7,661	0
78	4	h9	8	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	7,262	1
79	4	h9	9	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	7,914	1
80	4	h9	10	alginato	Bioplast/Duran	24	Filtek	lost ¹¹	999

1- Espécime; 2- Grupos utilizados no estudo; 3- Número da arcada utilizada; 4- Número do espécime por cada arcada; 5- Material de impressão da arcada (alginato, sem); 5- Tempo de intervalo (0- técnica directa, 1 24 horas, 2- uma semana); 6- Moldeira de transferência utilizada; 7- Sistema adesivo utilizado (Filtek, Shondi, Concise ou técnica directa); 8- Valor de resistência adesiva ao corte em Mega Pascal; 10- Tipo de falha de união (0- índice 0, 1- índice 1, 2- índice 2, 3- índice 3, 999- ausência de leitura); 11- Perda do *bracket* por erro experimental.

Esp. ¹	G.E. ²	arcada ³	número ⁴	impressão ⁵	transferencia ⁶	tempo ⁷	adesivo ⁸	SBS ⁹	ARI ¹⁰
81	5	h10	1	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	9,562	1
82	5	h10	2	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	11,257	1
83	5	h10	3	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	7,187	1
84	5	h10	4	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	8,271	0
85	5	h10	5	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	11,419	2
86	5	h10	6	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	11,505	2
87	5	h10	7	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	12,533	0
88	5	h10	8	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	7,532	0
89	5	h10	9	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	6,285	1
90	5	h10	10	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	4,609	0
91	5	h11	1	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	9,952	2
92	5	h11	2	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	7,84	1
93	5	h11	3	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	7,068	1
94	5	h11	4	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	10,914	2
95	5	h11	5	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	8,874	1
96	5	h11	6	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	8,75	1
97	5	h11	7	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	8,731	2
98	5	h11	8	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	12,495	2
99	5	h11	9	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	7,577	1
100	5	h11	10	alginato	Bioplast/Duran	24	Shondi	10,181	1
101	6	h12	1	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	6,77	1
102	6	h12	2	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	5,496	999
103	6	h12	3	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	3,694	0
104	6	h12	4	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	6,791	1
105	6	h12	5	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	8,627	0
106	6	h12	6	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	11,276	1
107	6	h12	7	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	10,381	1
108	6	h12	8	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	5,931	1
109	6	h12	9	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	10,857	1
110	6	h12	10	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	10,65	0
111	6	h13	1	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	10,095	0
112	6	h13	2	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	11,371	0
113	6	h13	3	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	6,103	1
114	6	h13	4	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	8,328	0
115	6	h13	5	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	9,581	0
116	6	h13	6	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	6,943	1
117	6	h13	7	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	5,394	0
118	6	h13	8	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	5,149	999
119	6	h13	9	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	7,679	1
120	6	h13	10	alginato	Bioplast/Duran	24	Concise	10,733	1

1- Espécime; 2- Grupos utilizados no estudo; 3- Número da arcada utilizada; 4- Número do espécime por cada arcada; 5- Material de impressão da arcada (alginato, sem); 6- Moldeira de transferência utilizada; 7- Sistema adesivo utilizado (Filtek, Shondi, Concise ou técnica directa); 8- Valor de resistência adesiva ao corte em Mega Pascal; 9- Tipo de falha de união (0- índice 0, 1- índice 1, 2- índice 2, 3- índice 3, 999- ausência de leitura); 10- Perda do *bracket* por erro experimental.

Esp. ¹	G.E. ²	arcada ³	número ⁴	impressão ⁵	transferencia ⁶	tempo ⁷	adesivo ⁸	SBS ⁹	ARI ¹⁰
121	7	h19	1	sem	sem	0	directo	15,219	2
122	7	h19	2	sem	sem	0	directo	13,61	1
123	7	h19	3	sem	sem	0	directo	12,486	2
124	7	h19	4	sem	sem	0	directo	9,259	2
125	7	h19	5	sem	sem	0	directo	9,61	1
126	7	h19	6	sem	sem	0	directo	6,84	999
127	7	h19	7	sem	sem	0	directo	10,286	1
128	7	h19	8	sem	sem	0	directo	12,543	2
129	7	h19	9	sem	sem	0	directo	12,781	0
130	7	h19	10	sem	sem	0	directo	13,124	0
131	7	h20	1	sem	sem	0	directo	10,267	1
132	7	h20	2	sem	sem	0	directo	13,171	2
133	7	h20	3	sem	sem	0	directo	8,659	1
134	7	h20	4	sem	sem	0	directo	8,782	2
135	7	h20	5	sem	sem	0	directo	12,705	1
136	7	h20	6	sem	sem	0	directo	11,038	1
137	7	h20	7	sem	sem	0	directo	13,219	1
138	7	h20	8	sem	sem	0	directo	8,855	0
139	7	h20	9	sem	sem	0	directo	9,648	2
140	7	h20	10	sem	sem	0	directo	17,752	1

1- Espécime; 2- Grupos utilizados no estudo; 3- Número da arcada utilizada; 4- Número do espécime por cada arcada; 5- Material de impressão da arcada (alginato, sem); 5- Tempo de intervalo (0- técnica directa, 1 24 horas, 2- uma semana); 6- Moldeira de transferência utilizada; 7- Sistema adesivo utilizado (Filtek, Shondi, Concise ou técnica directa); 8- Valor de resistência adesiva ao corte em Mega Pascal; 10- Tipo de falha de união (0- índice 0, 1- índice 1, 2- índice 2, 3- índice 3, 999- ausência de leitura); 11- Perda do *bracket* por erro experimental.

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Técnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
1	0	13	1	11	1	1	1	26	0
1	0	13	2	12	1	1	1	26	0
1	0	13	3	13	1	1	1	26	0
1	0	13	4	14	1	0	1	26	0
1	0	13	5	15	1	0	1	26	0
1	0	13	6	21	1	1	0	26	0
1	0	13	7	22	1	1	0	26	0
1	0	13	8	23	1	1	0	26	0
1	0	13	9	24	1	0	0	26	0
1	0	13	10	25	1	0	0	15	1
1	0	13	11	31	0	1	1	26	0
1	0	13	12	32	0	1	1	26	0
1	0	13	13	33	0	1	1	26	0
1	0	13	14	34	0	0	1	26	0
1	0	13	15	35	0	0	1	26	0
1	0	13	16	41	0	1	0	26	0
1	0	13	17	42	0	1	0	26	0
1	0	13	18	43	0	1	0	26	0
1	0	13	19	44	0	0	0	26	0
1	0	13	20	45	0	0	0	26	0
2	0	11	21	11	1	1	1	26	0
2	0	11	22	12	1	1	1	26	0
2	0	11	23	13	1	1	1	26	0
2	0	11	24	14	1	0	1	26	0
2	0	11	25	15	1	0	1	26	0
2	0	11	26	21	1	1	0	26	0
2	0	11	27	22	1	1	0	26	0
2	0	11	28	23	1	1	0	26	0
2	0	11	29	24	1	0	0	26	0
2	0	11	30	25	1	0	0	14	1
2	0	11	31	31	0	1	1	26	0
2	0	11	32	32	0	1	1	26	0
2	0	11	33	33	0	1	1	26	0
2	0	11	34	34	0	0	1	26	0
2	0	11	35	35	0	0	1	26	0
2	0	11	36	41	0	1	0	26	0
2	0	11	37	42	0	1	0	26	0
2	0	11	38	43	0	1	0	26	0
2	0	11	39	44	0	0	0	26	0
2	0	11	40	45	0	0	0	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Técnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
3	1	17	41	11	1	1	0	26	0
3	1	17	42	12	1	1	0	26	0
3	1	17	43	13	1	1	0	26	0
3	1	17	44	15	1	0	0	26	0
3	1	17	45	21	1	1	1	26	0
3	1	17	46	22	1	1	1	26	0
3	1	17	47	23	1	1	1	26	0
3	1	17	48	25	1	0	1	26	0
3	1	17	49	31	0	1	0	26	0
3	1	17	50	32	0	1	0	26	0
3	1	17	51	33	0	1	0	26	0
3	1	17	52	34	0	0	0	26	0
3	1	17	53	35	0	0	0	26	0
3	1	17	54	41	0	1	1	26	0
3	1	17	55	42	0	1	1	26	0
3	1	17	56	44	0	0	1	26	0
3	1	17	57	45	0	0	1	26	0
4	1	13	58	11	1	1	0	26	0
4	1	13	59	12	1	1	0	26	0
4	1	13	60	13	1	1	0	26	0
4	1	13	61	15	1	0	0	26	0
4	1	13	62	21	1	1	1	26	0
4	1	13	63	22	1	1	1	26	0
4	1	13	64	23	1	1	1	26	0
4	1	13	65	25	1	0	1	26	0
4	1	13	66	31	0	1	0	26	0
4	1	13	67	32	0	1	0	26	0
4	1	13	68	33	0	1	0	26	0
4	1	13	69	34	0	0	0	26	0
4	1	13	70	41	0	1	1	26	0
4	1	13	71	42	0	1	1	26	0
4	1	13	72	43	0	1	1	26	0
4	1	13	73	44	0	0	1	26	0
5	1	12	74	11	1	1	1	26	0
5	1	12	75	12	1	1	1	26	0
5	1	12	76	13	1	1	1	26	0
5	1	12	77	14	1	0	1	26	0
5	1	12	78	21	1	1	0	26	0
5	1	12	79	22	1	1	0	26	0
5	1	12	80	23	1	1	0	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Técnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
5	1	12	81	24	1	0	0	26	0
5	1	12	82	25	1	0	0	26	0
5	1	12	83	31	0	1	1	26	0
5	1	12	84	32	0	1	1	26	0
5	1	12	85	33	0	1	1	26	0
5	1	12	86	34	0	0	1	26	0
5	1	12	87	35	0	0	1	26	0
5	1	12	88	41	0	1	0	26	0
5	1	12	89	42	0	1	0	26	0
5	1	12	90	43	0	1	0	26	0
5	1	12	91	44	0	0	0	26	0
5	1	12	92	45	0	0	0	26	0
6	1	13	93	11	1	1	1	26	0
6	1	13	94	12	1	1	1	26	0
6	1	13	95	13	1	1	1	26	0
6	1	13	96	14	1	0	1	26	0
6	1	13	97	15	1	0	1	26	0
6	1	13	98	21	1	1	0	26	0
6	1	13	99	22	1	1	0	26	0
6	1	13	100	23	1	1	0	26	0
6	1	13	101	24	1	0	0	26	0
6	1	13	102	25	1	0	0	26	0
6	1	13	103	31	0	1	1	26	0
6	1	13	104	32	0	1	1	26	0
6	1	13	105	33	0	1	1	26	0
6	1	13	106	34	0	0	1	26	0
6	1	13	107	35	0	0	1	26	0
6	1	13	108	41	0	1	0	26	0
6	1	13	109	42	0	1	0	26	0
6	1	13	110	43	0	1	0	26	0
6	1	13	111	44	0	0	0	26	0
6	1	13	112	45	0	0	0	26	0
7	0	13	113	11	1	1	0	26	0
7	0	13	114	12	1	1	0	26	0
7	0	13	115	13	1	1	0	26	0
7	0	13	116	14	1	0	0	26	0
7	0	13	117	15	1	0	0	26	0
7	0	13	118	21	1	1	1	26	0
7	0	13	119	22	1	1	1	26	0
7	0	13	120	23	1	1	1	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Técnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
7	0	13	121	24	1	0	1	26	0
7	0	13	122	25	1	0	1	26	0
7	0	13	123	31	0	1	0	26	0
7	0	13	124	32	0	1	0	26	0
7	0	13	125	33	0	1	0	26	0
7	0	13	126	34	0	0	0	26	0
7	0	13	127	35	0	0	0	26	0
7	0	13	128	41	0	1	1	26	0
7	0	13	129	42	0	1	1	26	0
7	0	13	130	43	0	1	1	26	0
7	0	13	131	44	0	0	1	26	0
7	0	13	132	45	0	0	1	26	0
8	1	17	133	11	1	1	0	26	0
8	1	17	134	12	1	1	0	26	0
8	1	17	135	13	1	1	0	26	0
8	1	17	136	14	1	0	0	26	0
8	1	17	137	15	1	0	0	26	0
8	1	17	138	21	1	1	1	26	0
8	1	17	139	22	1	1	1	26	0
8	1	17	140	23	1	1	1	26	0
8	1	17	141	24	1	0	1	26	0
8	1	17	142	25	1	0	1	26	0
8	1	17	143	31	0	1	0	26	0
8	1	17	144	32	0	1	0	26	0
8	1	17	145	33	0	1	0	26	0
8	1	17	146	34	0	0	0	26	0
8	1	17	147	35	0	0	0	26	0
8	1	17	148	41	0	1	1	26	0
8	1	17	149	42	0	1	1	26	0
8	1	17	150	43	0	1	1	26	0
8	1	17	151	44	0	0	1	26	0
8	1	17	152	45	0	0	1	26	0
9	1	13	153	11	1	1	1	26	0
9	1	13	154	12	1	1	1	26	0
9	1	13	155	13	1	1	1	26	0
9	1	13	156	14	1	0	1	26	0
9	1	13	157	15	1	0	1	26	0
9	1	13	158	21	1	1	0	26	0
9	1	13	159	22	1	1	0	26	0
9	1	13	160	23	1	1	0	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Técnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
9	1	13	161	24	1	0	0	26	0
9	1	13	162	25	1	0	0	26	0
9	1	13	163	31	0	1	1	26	0
9	1	13	164	32	0	1	1	26	0
9	1	13	165	33	0	1	1	26	0
9	1	13	166	34	0	0	1	26	0
9	1	13	167	35	0	0	1	26	0
9	1	13	168	41	0	1	0	26	0
9	1	13	169	42	0	1	0	26	0
9	1	13	170	43	0	1	0	0	1
9	1	13	171	44	0	0	0	26	0
9	1	13	172	45	0	0	0	26	0
10	0	11	173	11	1	1	0	26	0
10	0	11	174	12	1	1	0	26	0
10	0	11	175	14	1	0	0	26	0
10	0	11	176	15	1	0	0	26	0
10	0	11	177	21	1	1	1	26	0
10	0	11	178	22	1	1	1	26	0
10	0	11	179	24	1	0	1	26	0
10	0	11	180	25	1	0	1	26	0
10	0	11	181	31	0	1	0	26	0
10	0	11	182	32	0	1	0	26	0
10	0	11	183	33	0	1	0	26	0
10	0	11	184	34	0	0	0	26	0
10	0	11	185	35	0	0	0	26	0
10	0	11	186	41	0	1	1	26	0
10	0	11	187	42	0	1	1	26	0
10	0	11	188	43	0	1	1	26	0
10	0	11	189	44	0	0	1	26	0
10	0	11	190	45	0	0	1	26	0
11	1	13	191	11	1	1	1	26	0
11	1	13	192	12	1	1	1	26	0
11	1	13	193	13	1	1	1	26	0
11	1	13	194	14	1	0	1	26	0
11	1	13	195	21	1	1	0	26	0
11	1	13	196	22	1	1	0	26	0
11	1	13	197	23	1	1	0	26	0
11	1	13	198	24	1	0	0	26	0
11	1	13	199	25	1	0	0	26	0
11	1	13	200	31	0	1	1	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Tecnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
11	1	13	201	32	0	1	1	26	0
11	1	13	202	33	0	1	1	26	0
11	1	13	203	34	0	0	1	26	0
11	1	13	204	35	0	0	1	26	0
11	1	13	205	41	0	1	0	26	0
11	1	13	206	42	0	1	0	26	0
11	1	13	207	43	0	1	0	26	0
11	1	13	208	44	0	0	0	26	0
11	1	13	209	45	0	0	0	26	0
12	0	14	210	11	1	1	0	26	0
12	0	14	211	12	1	1	0	26	0
12	0	14	212	13	1	1	0	26	0
12	0	14	213	14	1	0	0	26	0
12	0	14	214	21	1	1	1	26	0
12	0	14	215	22	1	1	1	26	0
12	0	14	216	23	1	1	1	26	0
12	0	14	217	24	1	0	1	26	0
12	0	14	218	31	0	1	0	26	0
12	0	14	219	32	0	1	0	26	0
12	0	14	220	33	0	1	0	26	0
12	0	14	221	34	0	0	0	26	0
12	0	14	222	35	0	0	0	26	0
12	0	14	223	41	0	1	1	26	0
12	0	14	224	42	0	1	1	26	0
12	0	14	225	43	0	1	1	26	0
12	0	14	226	44	0	0	1	26	0
12	0	14	227	45	0	0	1	26	0
13	0	13	228	11	1	1	0	26	0
13	0	13	229	12	1	1	0	26	0
13	0	13	230	13	1	1	0	26	0
13	0	13	231	14	1	0	0	26	0
13	0	13	232	15	1	0	0	26	0
13	0	13	233	21	1	1	1	26	0
13	0	13	234	22	1	1	1	26	0
13	0	13	235	23	1	1	1	26	0
13	0	13	236	24	1	0	1	26	0
13	0	13	237	25	1	0	1	26	0
13	0	13	238	31	0	1	0	26	0
13	0	13	239	32	0	1	0	26	0
13	0	13	240	33	0	1	0	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Técnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
13	0	13	241	34	0	0	0	26	0
13	0	13	242	35	0	0	0	26	0
13	0	13	243	41	0	1	1	26	0
13	0	13	244	42	0	1	1	26	0
13	0	13	245	43	0	1	1	26	0
13	0	13	246	44	0	0	1	26	0
13	0	13	247	45	0	0	1	26	0
14	0	31	248	11	1	1	1	26	0
14	0	31	249	12	1	1	1	26	0
14	0	31	250	13	1	1	1	26	0
14	0	31	251	14	1	0	1	26	0
14	0	31	252	15	1	0	1	26	0
14	0	31	253	21	1	1	0	26	0
14	0	31	254	22	1	1	0	26	0
14	0	31	255	23	1	1	0	26	0
14	0	31	256	24	1	0	0	26	0
14	0	31	257	25	1	0	0	26	0
14	0	31	258	31	0	1	1	26	0
14	0	31	259	32	0	1	1	26	0
14	0	31	260	33	0	1	1	26	0
14	0	31	261	34	0	0	1	26	0
14	0	31	262	35	0	0	1	26	0
14	0	31	263	41	0	1	0	26	0
14	0	31	264	42	0	1	0	26	0
14	0	31	265	43	0	1	0	26	0
14	0	31	266	44	0	0	0	26	0
14	0	31	267	45	0	0	0	26	0
15	0	34	268	11	1	1	1	26	0
15	0	34	269	12	1	1	1	26	0
15	0	34	270	13	1	1	1	26	0
15	0	34	271	14	1	0	1	26	0
15	0	34	272	21	1	1	0	26	0
15	0	34	273	22	1	1	0	26	0
15	0	34	274	23	1	1	0	26	0
15	0	34	275	24	1	0	0	26	0
15	0	34	276	31	0	1	1	26	0
15	0	34	277	32	0	1	1	26	0
15	0	34	278	33	0	1	1	26	0
15	0	34	279	34	0	0	1	26	0
15	0	34	280	41	0	1	0	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Técnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
15	0	34	281	42	0	1	0	26	0
15	0	34	282	43	0	1	0	26	0
15	0	34	283	44	0	0	0	26	0
16	1	14	284	11	1	1	1	26	0
16	1	14	285	12	1	1	1	26	0
16	1	14	286	13	1	1	1	26	0
16	1	14	287	14	1	0	1	26	0
16	1	14	288	15	1	0	1	26	0
16	1	14	289	21	1	1	0	26	0
16	1	14	290	22	1	1	0	26	0
16	1	14	291	23	1	1	0	26	0
16	1	14	292	24	1	0	0	26	0
16	1	14	293	25	1	0	0	26	0
16	1	14	294	31	0	1	1	26	0
16	1	14	295	32	0	1	1	26	0
16	1	14	296	33	0	1	1	4	1
16	1	14	297	34	0	0	1	26	0
16	1	14	298	35	0	0	1	26	0
16	1	14	299	41	0	1	0	26	0
16	1	14	300	42	0	1	0	26	0
16	1	14	301	43	0	1	0	26	0
16	1	14	302	44	0	0	0	26	0
16	1	14	303	45	0	0	0	26	0
17	1	14	304	11	1	1	0	26	0
17	1	14	305	12	1	1	0	26	0
17	1	14	306	13	1	1	0	26	0
17	1	14	307	14	1	0	0	26	0
17	1	14	308	21	1	1	1	26	0
17	1	14	309	22	1	1	1	26	0
17	1	14	310	23	1	1	1	26	0
17	1	14	311	24	1	0	1	26	0
17	1	14	312	31	0	1	0	26	0
17	1	14	313	32	0	1	0	26	0
17	1	14	314	33	0	1	0	26	0
17	1	14	315	34	0	0	0	26	0
17	1	14	316	41	0	1	1	26	0
17	1	14	317	42	0	1	1	26	0
17	1	14	318	43	0	1	1	26	0
17	1	14	319	44	0	0	1	26	0
18	1	22	320	11	1	1	1	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Técnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
18	1	22	321	12	1	1	1	26	0
18	1	22	322	13	1	1	1	26	0
18	1	22	323	14	1	0	1	26	0
18	1	22	324	15	1	0	1	26	0
18	1	22	325	21	1	1	0	26	0
18	1	22	326	22	1	1	0	26	0
18	1	22	327	23	1	1	0	26	0
18	1	22	328	24	1	0	0	26	0
18	1	22	329	25	1	0	0	26	0
18	1	22	330	31	0	1	1	26	0
18	1	22	331	32	0	1	1	26	0
18	1	22	332	33	0	1	1	26	0
18	1	22	333	34	0	0	1	26	0
18	1	22	334	35	0	0	1	26	0
18	1	22	335	41	0	1	0	26	0
18	1	22	336	42	0	1	0	26	0
18	1	22	337	43	0	1	0	26	0
18	1	22	338	44	0	0	0	26	0
18	1	22	339	45	0	0	0	26	0
19	1	16	340	11	1	1	0	26	0
19	1	16	341	12	1	1	0	26	0
19	1	16	342	13	1	1	0	26	0
19	1	16	343	15	1	0	0	26	0
19	1	16	344	21	1	1	1	26	0
19	1	16	345	22	1	1	1	26	0
19	1	16	346	23	1	1	1	26	0
19	1	16	347	25	1	0	1	26	0
19	1	16	348	31	0	1	0	26	0
19	1	16	349	32	0	1	0	26	0
19	1	16	350	33	0	1	0	26	0
19	1	16	351	35	0	0	0	26	0
19	1	16	352	41	0	1	1	26	0
19	1	16	353	42	0	1	1	26	0
19	1	16	354	43	0	1	1	26	0
19	1	16	355	45	0	0	1	26	0
20	0	11	356	11	1	1	0	26	0
20	0	11	357	12	1	1	0	26	0
20	0	11	358	13	1	1	0	26	0
20	0	11	359	14	1	0	0	26	0
20	0	11	360	15	1	0	0	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Pac. ¹	Sexo ²	Idade ³	bracket ⁴	dente ⁵	Arc. ⁶	Pos. ⁷	Tecnica ⁸	Sobrevida ⁹	Status ¹⁰
20	0	11	361	21	1	1	1	26	0
20	0	11	362	22	1	1	1	26	0
20	0	11	363	23	1	1	1	26	0
20	0	11	364	24	1	0	1	26	0
20	0	11	365	25	1	0	1	6	1
20	0	11	366	31	0	1	0	26	0
20	0	11	367	32	0	1	0	26	0
20	0	11	368	33	0	1	0	26	0
20	0	11	369	34	0	0	0	26	0
20	0	11	370	35	0	0	0	26	0
20	0	11	371	41	0	1	1	26	0
20	0	11	372	42	0	1	1	26	0
20	0	11	373	43	0	1	1	26	0
20	0	11	374	44	0	0	1	26	0
20	0	11	375	45	0	0	1	26	0

1- Paciente; 2- Sexo (0 feminino, 1 masculino); 3 idade expressa em anos; 4- Espécime; 5- Dente; 6- Arcada (1 superior, 0 inferior); 7- Posição na arcada (1 anterior, 0 posterior); 8- Técnica (1 indirecta; 0 directa); 9- Tempo de sobrevida em semanas, 10- Status (1 houve falha de união, 0 não houve falha de união).

Formulário de Consentimento Informado

Investigador:

Dr. Rui Santos Pereira

Unidade de Ortodontia

Faculdade de Medicina Dentária,

Universidade de Lisboa (Telef.: 217 922 649)

Declaração do investigador:

O plano de tratamento ortodôntico que lhe foi proposto e que aceitou implica a colagem de *brackets* aos dentes do seu filho(a). Essa colagem é realizada com adesivos especiais. Os *brackets* podem ser colocados directamente sobre os dentes, isto é a forma clássica, ou então serem colocados primeiramente sobre um modelo da boca e depois transferidos e colados em grupo para os dentes. A maneira como são transferidos e os produtos de colagem diferem conforme os vários métodos descritos.

Todos os autores concordam que as vantagens para o método indirecto provém de um maior conforto para paciente e operador. No entanto sobre a eficácia da colagem os resultados variam conforme o método indirecto utilizado. Estudos laboratoriais revelam uma vantagem do presente método em investigação sobre outros métodos indirectos descritos e comparável com os valores de adesão que se obtêm pela colagem directa dos *brackets*.

Ambos os métodos são usados por rotina na clínica do autor.

Objectivos e benefícios:

O objectivo deste estudo é comparar o desempenho clínico deste método indirecto com o método tradicional de colagem directa dos *brackets*.

Caso aceite que o seu filho(a) participe neste estudo, durante a colocação do aparelho, serão utilizadas duas maneiras de colocar os *brackets*. Em metade da boca

do seu filho(a) será utilizado a colagem indirecta. Na outra metade da boca os *brackets* serão aplicados directamente.

A participação do(a) seu(sua) filho(a) neste estudo poderá ser importante para todos, porque pode ajudar a determinar o método mais eficaz e confortável para o paciente.

Não existirá qualquer tipo de custos adicionais para si, além dos anteriormente acordados para o tratamento ortodôntico.

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética para a Saúde da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.

Procedimentos:

O presente estudo tem a duração de 6 meses que coincide com o final da primeira fase de tratamento ortodôntico, após a qual é sempre necessário fazer a reposição de alguns dos *brackets*.

A participação do(a) seu(sua) filho(a) neste estudo não implica o aumento do número de consultas relativamente aquelas que são necessária para o tratamento ortodôntico.

No entanto se for necessário uma consulta de urgência entre as consultas mensais, não serão debitadas importâncias extras. Se, neste momento, existir algo que o impeça de comparecer a estas consultas, por favor informe-nos antes de assinar o presente consentimento.

Em cada uma das consultas mensais, serão feitos no âmbito deste estudo, os seguintes procedimentos:

- Registo dos casos de *brackets* que descolaram
- Fotografias intra-orais

Riscos e aspectos desagradáveis:

Nenhum dos exames, tratamentos ou testes realizados neste estudo são experimentais. Todos são garantidamente procedimentos vulgares efectuados em todo o mundo. Os únicos riscos ou desconforto que podem ocorrer são os mesmos que estão usualmente associados aos tratamentos ortodônticos de rotina.

Informações adicionais:

Toda a informação recolhida, relativa a cada participante, será mantida de forma estritamente confidencial. Nenhuma pessoa será identificada na apresentação dos resultados em relatórios científicos orais ou escritos. Apenas os membros da equipa de investigação terão acesso aos dados do estudo, que serão guardados de forma segura até à sua destruição, por um período não inferior a 5 anos após o fim das actividades.

A participação neste estudo não acarretará quaisquer custos adicionais ao tratamento ortodôntico que lhe foi anteriormente proposto.

A participação do(a) seu (sua) filho(a) é completamente voluntária. Pode colocar as questões que desejar em qualquer altura e pode mudar de opinião quanto à participação do(a) seu(sua) filho(a) no estudo em qualquer momento.

Assinatura do Investigador

Data

TERMO DE CONSENTIMENTO

O estudo acima descrito foi-me explicado e é meu desejo que o(a) meu(minha) filho(a) participe neste projecto. Foi-me dada a oportunidade de colocar todas as questões sobre o estudo em qualquer altura. Se eu mudar de opinião sobre a participação do(a) meu(minha) filho(a) no estudo, sei que posso retirar a minha autorização em qualquer momento, bastando informar a minha intenção a qualquer dos investigadores.

O presente consentimento foi por mim assinado e datado, tendo-me sido dada uma cópia.

Assinatura do Representante Legal do Participante

Data

Formulário de Assentimento Informado

Investigador:

Dr. Rui Santos Pereira

Unidade de Ortodontia

Faculdade de Medicina Dentária,

Universidade de Lisboa (Telef.: 217 922 649)

Declaração do investigador:

O plano de tratamento ortodôntico que lhe foi proposto e que foi aceite implica a colagem de *brackets* aos seus dentes. Essa colagem é realizada com adesivos especiais. Os *brackets* podem ser colocados directamente sobre os seus dentes, isto é a forma clássica, ou então serem colocados primeiramente sobre um modelo da sua boca e depois transferidos e colados em grupo para os seus dentes. A maneira como são transferidos e os produtos de colagem diferem conforme os vários métodos descritos.

Todos os autores concordam que as vantagens para o método indirecto provém de um maior conforto para paciente e operador. No entanto sobre a eficácia da colagem os resultados variam conforme o método indirecto utilizado. Estudos laboratoriais revelam uma vantagem do presente método em investigação sobre outros métodos indirectos descritos e comparável com os valores de adesão que se obtêm pela colagem directa dos *brackets*.

Ambos os métodos são usados por rotina na clínica do autor.

Objectivos e benefícios:

O objectivo deste estudo é comparar o desempenho clínico deste método indirecto com o método tradicional de colagem directa dos *brackets*.

Caso aceite participar neste estudo, durante a colocação do aparelho, serão utilizadas duas maneiras de colocar os *brackets*. Em metade da sua boca será utilizado a colagem indirecta. Na outra metade da boca os *brackets* serão aplicados directamente.

A sua participação neste estudo não te trará qualquer benefício pessoal. No entanto, a sua participação neste estudo poderá ser importante para todos, porque pode ajudar a determinar o método mais eficaz e confortável para o paciente.

Este estudo foi aprovado pela Comissão de Ética para a Saúde da Faculdade de Medicina Dentária da Universidade de Lisboa.

Procedimentos:

O presente estudo tem a duração de 6 meses que coincide com o final da primeira fase de tratamento ortodôntico, após a qual é sempre necessário fazer a reposição de alguns dos *brackets*.

A sua participação neste estudo não implica o aumento do número de consultas relativamente aquelas que são necessária para o tratamento ortodôntico. No entanto se for necessário uma consulta de urgência entre as consultas mensais não serão debitadas importâncias extras.

Se, neste momento, existir algo que lhe impeça de comparecer regularmente às consultas, por favor informe-nos antes de assinar este documento.

Em cada uma das consultas mensais, serão feitos no âmbito deste estudo, os seguintes procedimentos:

- Registo dos casos de *brackets* que descolaram
- Fotografias intra-orais

Riscos e aspectos desagradáveis:

Nenhum dos exames, tratamentos ou testes realizados neste estudo são experimentais. Todos são garantidamente procedimentos vulgares efectuados em todo o mundo. Os únicos riscos ou desconforto que podem ocorrer são os mesmos que estão usualmente associados aos tratamentos ortodônticos de rotina.

Informações adicionais:

Toda a informação recolhida será mantida de forma estritamente confidencial. O seu nome não aparecerá na apresentação dos resultados em relatórios científicos orais ou escritos. Apenas os membros da equipa de investigação terão acesso aos dados do estudo, que serão guardados de forma segura até à sua destruição, por um período não inferior a 5 anos após o fim das actividades.

A sua participação neste estudo não acarretará quaisquer custos adicionais ao tratamento ortodôntico que lhe foi anteriormente proposto.

A sua participação é completamente voluntária. Podes colocar as perguntas que quiseres em qualquer altura e podes mudar de opinião quanto à participação no estudo em qualquer momento.

Assinatura do Investigador

Data

TERMO DE ASSENTIMENTO

O estudo acima descrito foi-me explicado e é meu desejo participar neste projecto. Foi-me dada a oportunidade de colocar todas as questões sobre o estudo em qualquer altura. Se eu mudar de opinião sobre a minha participação no estudo, sei que posso retirar a minha autorização em qualquer momento, bastando informar a minha intenção ao dr. Rui Pereira

O presente consentimento foi por mim assinado e datado, tendo-me sido dada uma cópia.

Assinatura do Participante

Data